

Contribuição ao Estudo da Interação de Campos
Eletromagnéticos e Tecidos Biológicos utilizando o
Método de Diferenças Finitas no Domínio do Tempo

Scheila Guedes Garcez

Tese apresentada na Faculdade de Engenharia
Elétrica e de Computação da Universidade
Estadual de Campinas para a obtenção do
Título de Mestre em Engenharia Elétrica

Orientador: Prof. Dr. Vitor Baranauskas

Banca Examinadora:

Prof. Dr. Vitor Baranauskas
Prof. Dr. João Roberto Moro
Prof. Dr. Ioshiaki Doi
Prof. Dr. Peter Jürgen Tatsch
Dr. Helder José Ceragioli

[Handwritten signatures of the examiners over dotted lines]

Departamento de Semicondutores, Instrumentos e Fotônica
Faculdade de Engenharia Elétrica e de Computação
Universidade Estadual de Campinas

2005 ✓

Para exemplar, incorporar de a redação final da tese
defendida por SCHEILA GUEDES
GARCEZ aprovada pela Comissão
Julgada em 10.1.10 2005

BIBLIOTECA CEN
DESENVOLVIM
COLEÇÃO
UNICAMP

UNIDADE BC
 Nº UNAMADA UNICAMP
G164c
 V EX
 TOMBO BC/ 67722
 PROC. 16.123-06
 C ☐ D ☒
 PREÇO 11.00
 DATA 29.3.06

bib.id.376703

FICHA CATALOGRÁFICA ELABORADA PELA
 BIBLIOTECA DA ÁREA DE ENGENHARIA - BAE - UNICAMP

G164c Garcez, Scheila Guedes
 Contribuição ao estudo da interação de campos
 eletromagnéticos e tecidos biológicos utilizando o método de
 diferenças finitas no domínio do tempo / Scheila Guedes
 Garcez. --Campinas, SP: [s.n.], 2005.

Orientador: Vitor Baranauskas
 Dissertação (Mestrado) - Universidade Estadual de
 Campinas, Faculdade de Engenharia Elétrica e de
 Computação.

1. Campos eletromagnéticos. 2. Diferenças finitas. 3.
 Telefonia celular. I. Baranauskas, Vitor. II. Universidade
 Estadual de Campinas. Faculdade de Engenharia Elétrica e
 de Computação. III. Título.

Titulo em Inglês: A contribution to the study of the interation between electromagnetic
 fields using the finite-difference time-domain method

Palavras-chave em Inglês: Electromagnetic filed, FDTD, SAR, Móbile phones, Cellular
 phones

Área de concentração: Eletrônica, Microeletrônica e Optoeletrônica

Titulação: Mestre em Engenharia Elétrica

Banca examinadora: Roberto Moro, Ioshiaki Doi, Peter Jürgen Tatsch, Helder José
 Ceragioli

Data da defesa: 10/10/2005

*Dedico este trabalho à minha
família, que mesmo distante
sempre esteve muito presente.*

Agradecimentos

À Deus que me permitiu estar aqui e realizar esse trabalho.

À minha família por todo amor e apoio recebido não só durante o decorrer deste trabalho, mas durante toda minha vida.

Ao meu orientador Prof. Dr. Vitor Baranauskas pela orientação e confiança depositada.

Ao Prof. César Lattes, *in memoriam*, pelos sábios conselhos, incentivo e amizade.

Aos amigos Carla Galan e Luiz Henrique Bonani por toda a colaboração, apoio e amizade.

Aos colegas e amigos do Departamento de Semicondutores, Instrumentos e Fotônica (DSIF) pela amizade e compreensão.

Ao Conselho Nacional de Desenvolvimento Científico e Tecnológico (CNPq), pelo auxílio financeiro.

Muito Obrigado.

Resumo

Este trabalho apresenta subsídios para uma análise preliminar dos efeitos da interação de campos eletromagnéticos com alguns tipos de tecidos biológicos. A motivação está na necessidade da avaliação de tais efeitos tendo em vista a grande difusão na utilização de aparelhos celulares. Nesse sentido, os campos analisados estão nas frequências de 800, 900 e 1800 MHz e nas potências de 600, 250 e 125 mW, respectivamente, que representam valores efetivamente utilizados, principalmente pela tecnologia digital GSM (*Global System for Mobile Communication*). O método utilizado foi o FDTD (*Finite-Difference Time-Domain*) implementado no *software* Matlab e os resultados de SAR (*Specific Absorption Rate*) foram obtidos e comparados com os dados publicados por algumas agências reguladoras.

Palavras-chave: Campos eletromagnéticos, FDTD, SAR, Telefones celulares.

Abstract

This work presents the basis for a primary analysis concerning the effects of interaction between electromagnetic fields and some kinds of biological tissues. The motivation is the evaluation need of such effects observing the great diffusion of mobile phones. Therefore, the analyzed fields are in the frequencies of 800, 900 and 1800 MHz, with output power of 600, 250 and 125 mW, respectively, which correspond to effectively used values, mostly for GSM (*Global System for Mobile Communication*) digital technology. The used method was FDTD (*Finite-Difference Time-Domain*) and it was implemented using Matlab software. The results related to SAR (*Specific Absorption Rate*) were achieved and compared with the data published by some regulatory agencies.

Keywords: Electromagnetic field, FDTD, SAR, mobile phones, cellular phones.

Conteúdo

Agradecimentos	ii
Resumo/Abstract.....	iii
Capítulo I: Introdução	01
Capítulo II: Teoria de Propagação de Ondas	02
II-1- Equações de Maxwell.....	02
II-2- Ondas Eletromagnéticas	04
II-3- Propagação de Ondas Eletromagnéticas.....	05
II-3.1- Classificação dos Meios Quanto à Condução de Corrente Elétrica	05
II-3.2- Fator de Propagação	07
II-3.3- Velocidade de Fase.....	09
II-3.4- Comprimento de Ondas.....	09
II-3.5- Impedância Intrínseca dos Meios de Propagação.....	10
Capítulo III: Descrição do Método FDTD para Análise 3D.....	13
III-1- Histórico Parcial do Método FDTD	14
III-2- Equações do Método FDTD	15
III-2.1- Algoritmo de Yee	17
III-2.2- Dispersão Numérica e Estabilidade.....	21
III-3- Condições de Contorno Absorventes	22
III-3.1- Condição Absorvente de Mur.....	23
III-3.2- Camada Perfeitamente Casada PLM.....	25
Capítulo IV: Efeitos de Campos Eletromagnéticos em Tecidos Biológicos	27
IV-1- Interação entre Campos Eletromagnéticos e Materiais.....	27
IV-2- Efeitos do Campo Eletromagnético em Material Biológico	27
IV-3- Propriedades Elétricas de Tecidos Biológicos	28
IV-4- Profundidade de Penetração	30

IV-5- Absorção de Energia por um Tecido Biológico	31
IV-6- Categorias de Exposição	32
IV-6.1- Exposição Ocupacional / Controlada.....	32
IV-6.2- Exposição População Geral / Não Controlada.....	33
IV-7- Regulamentações para radiofrequências não-ionizantes	33
IV-8- SAR – Terminais de Telefones Celulares	34
IV-9- Tecnologia GSM (<i>Global System for Mobile Communication</i>)	35
IV-10- Expansão da Telefonia Celular.....	35
 Capítulo V: Simulação e Análise de Resultados.....	 37
V-1- Antena	37
V-1.1- Parâmetros da Antena.....	38
V-2- Modelo Geométrico contendo Amostra de Material Biológico	40
V-2.1- Discretização do Modelo Geométrico	43
 V-3- Absorção e espalhamento devido à radiação	 46
V-4- Conclusões e Sugestões para Trabalhos Futuros	52
 Referências Bibliográficas	 55
 Apêndice Código Fonte.....	 61

Capítulo I

Introdução

Esta dissertação tem como principal objetivo realizar um estudo, via modelamento matemático, do comportamento de tecidos biológicos quando expostos à radiação eletromagnética de microondas.

No Capítulo II apresentamos a fundamentação teórica básica da Teoria de Propagação de Ondas com as equações de Maxwell e particularidades que são pertinentes a um dado meio biológico específico.

No Capítulo III, realizamos a descrição do método FDTD para Análise 3D, com um histórico sobre o método à partir de 1966, além de explorar as evoluções obtida que mais tiveram destaque até os dias de hoje.

No Capítulo IV discutimos os efeitos dos campos eletromagnéticos em tecidos biológicos, apresentando a importância que deve ser dada ao tecido biológico exposto a uma radiação não-ionizante, tendo em vista que ainda não temos um modelamento e conhecimento real de todas as consequências que podem advir nos organismos vivos após a exposição eletromagnética.

No Capítulo V são apresentados e discutidos os resultados obtidos para alguns tecidos através de simulações utilizando o Matlab. Neste capítulo também serão apresentadas as conclusões e sugestões para trabalhos futuros.

Os códigos fontes desenvolvidos e utilizados no programa Matlab estão integralmente inseridos no apêndice no final desta tese.

Capítulo II

Teoria de Propagação de Ondas

I Equações de Maxwell

As equações de Maxwell foram desenvolvidas e formalizadas por James Clerk Maxwell em 1873. Anteriormente estas equações já existiam de forma incompleta como resultados dos trabalhos de Faraday, Ampère e Gauss [1], [2].

A Tabela II-1 mostra as equações de Maxwell, tanto na forma diferencial quanto na forma integral, sendo que as equações (II-1) têm como origem os experimentos realizados por Faraday. As (II-2) têm como origem Ampère. As (II-3) e (II-4) têm como origem Gauss para campo elétrico e magnético, respectivamente, onde $\vec{E}$ é campo elétrico em volts por metro (V/m), $\vec{B}$ é a densidade de campo magnético em tesla (T), t é o tempo em segundos (s), $\vec{M}$ é a densidade de corrente magnética equivalente em volts por metro quadrado (V/m²) l é o comprimento em metros (m), ϕ_B é o fluxo magnético em webers (Wb), $\vec{H}$ é campo magnético em ampère por metro (A/m), $\vec{J}$ é a densidade de corrente em ampère por metro quadrado (A/m²), $\vec{D}$ é a densidade de campo elétrico em coulomb por metro quadrado (C/m²), s é a superfície em metro quadrado (m²), ρ é a densidade volumétrica de cargas em coulomb por metro cúbico (C/m³) e Q é a quantidade de carga em coulomb (C).

Uma interpretação possível para este conjunto de equações é descrita a seguir.

A primeira equação de Maxwell (equação (II-1)) foi obtida através da lei experimental de Faraday, que relaciona um campo magnético variável no tempo com a existência de um campo elétrico [3].

Maxwell também adicionou um novo termo para a lei de Ampère (equação (II-2)) incluindo uma densidade de corrente variando no tempo ($\partial \vec{D} / \partial t$), obedecendo assim o princípio de conservação de carga; este termo recebe o nome de densidade de corrente de deslocamento [1]. Esta equação indica que um campo elétrico variando no tempo produzirá um campo magnético variável no tempo.

Tabela II-1: Equações de Maxwell

Forma Diferencial	Forma Integral
$\nabla \times \vec{E} = -\frac{\partial \vec{B}}{\partial t} - \vec{M}$ (II-1a)	$\oint \vec{E} \cdot d\vec{l} = -\int_s \frac{d\vec{B}}{dt} \cdot d\vec{s}$ (II-1b)
$\nabla \times \vec{H} = \vec{J} + \frac{\partial \vec{D}}{\partial t}$ (II-2a)	$\oint \vec{H} \cdot d\vec{l} = \int_s \left(\vec{J} + \frac{\partial \vec{D}}{\partial t} \right) \cdot d\vec{s}$ (II-2b)
$\nabla \cdot \vec{D} = \rho$ (II-3a)	$\oint_s \vec{D} \cdot d\vec{s} = Q$ (II-3b)
$\nabla \cdot \vec{B} = 0$ (II-4a)	$\int \vec{B} \cdot d\vec{s} = 0$ (II-4b)

A forma diferencial da Lei de Coulomb, que relaciona as cargas com o campo elétrico, está expressa na equação (II-3). Ela estabelece que a densidade de carga é uma fonte para as linhas de fluxo elétrico e cada coulomb de carga deve ter um coulomb de fluxo elétrico divergindo dele [3], [4].

A equação (II-4) indica que o fluxo magnético é sempre encontrado em percursos fechados e nunca diverge a partir de uma carga pontual, isto é, a teoria de Maxwell postula a não existência da carga magnética ou monopolos magnéticos [3], [4].

As equações (II-5) e (II-6) são equações auxiliares que relacionam $\vec{D}$ e $\vec{B}$ com $\vec{E}$ e $\vec{H}$ respectivamente.

$$\vec{D} = \varepsilon \vec{E} = \varepsilon_0 \varepsilon_r \vec{E} \quad (II-5)$$

$$\vec{B} = \mu \vec{H} = \mu_0 \mu_r \vec{H} \quad (II-6)$$

onde ε é a permissividade elétrica e ε_0 é a permissividade elétrica no vácuo, expressas em farad por metro (F/m), ε_r é a permissividade elétrica relativa, μ é a permeabilidade magnética e μ_0 é a permeabilidade magnética no vácuo, expressas em henry por metro

(H/m) e μ_r é a permeabilidade magnética relativa.

As equações de Maxwell formam a base da teoria eletromagnética. A partir delas, conclui-se que a existência de um campo magnético variável no tempo implica em um campo elétrico variável no tempo e vice-versa. Essa sucessão de campos elétricos e magnéticos que se induzem mutuamente e se afastam da origem geométrica constitui a onda eletromagnética [3], [5].

2 Onda Eletromagnética

A radiação eletromagnética é a propagação de energia através de partículas ou ondas no espaço livre [1], [6]. A radiação do tipo eletromagnética é uma forma de energia que se propaga com a combinação de campos elétricos e magnéticos. Quando o meio em que se propaga é vácuo ou o ar a radiação eletromagnética tem a mesma velocidade que a luz [7].

Os campos elétricos e magnéticos variam de intensidade tanto no espaço quanto no tempo e são ortogonais entre si, como pode ser visto na Figura II-1.

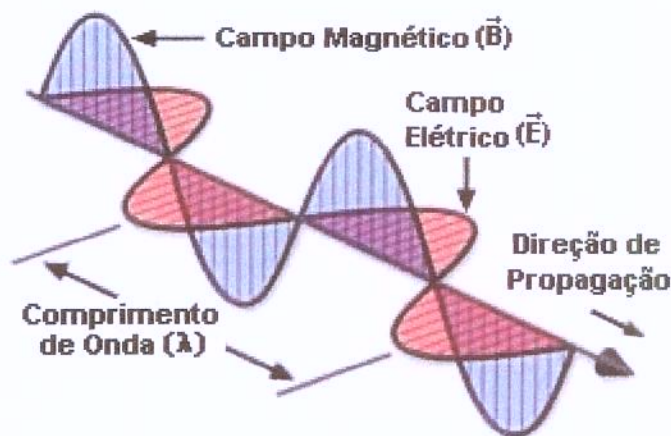


Figura II-1: Ondas Eletromagnéticas

Existem muitas maneiras para se gerar e emitir uma onda eletromagnética. Um dos dispositivos de radiação mais conhecidos é a antena que pode ser usada para transmissões de televisão, radiodifusão, telecomunicações, radares e inúmeras outras aplicações [5].

As radiações eletromagnéticas são classificadas em não-ionizantes e ionizantes dentro de uma extensa faixa de frequência denominada Espectro Eletromagnético. Graficamente temos:

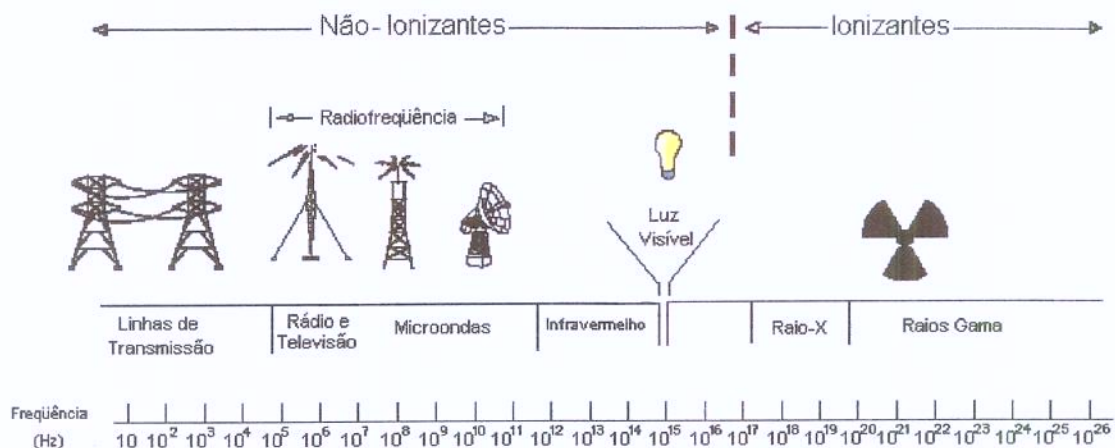


Figura II-2: Espectro Eletromagnético

Radiações ionizantes são aquelas que possuem energia suficiente para quebrar ligações químicas e se caracterizam pela habilidade de ionizar átomos da matéria com a qual interage. A ionização depende da energia dos elétrons e do material com o qual a radiação interage. As formas mais comuns de radiações ionizantes são os raios ultravioletas, os raios X e os raios Gama.

Já as radiações não-ionizantes não possuem energia capaz de produzir emissão de elétrons de átomos ou moléculas com as quais interagem. Estas radiações compreendem entre outras a radiação dos sinais de rádio e televisão, microondas, infravermelho e luz visível, conforme Figura II-2.

3 Propagação de Ondas Eletromagnéticas

3.1 Classificação dos Meios Quanto à Condução de Corrente Elétrica

Uma das propriedades mais importantes dos materiais é a condutividade elétrica, que indica a maior ou menor facilidade desse meio permitir o deslocamento de cargas

elétricas livres, sob a ação de um campo elétrico.

A condutividade elétrica depende das características do material. Para um bom condutor esse valor tenderia para o infinito e em um dielétrico perfeito a condutividade seria nula. Materiais que possuem uma condutividade infinita são classificados como supercondutores. A supercondutividade está intimamente ligada à baixas temperaturas, por exemplo a resistividade do mercúrio desaparece completamente em temperaturas inferiores a 4 kelvín (K).

Uma maneira de classificar um material é através das relações da Tabela II-2. Onde ω é a frequência angular, expressa em radianos por segundo (rad/s) e σ é a condutividade elétrica, expressa em siemens por metro (S/m).

Tabela II-2: Classificação dos meios

$\frac{\sigma}{\omega\epsilon} \geq 100$	$\Rightarrow$	<i>Meio condutor</i>
$\frac{\sigma}{\omega\epsilon} \leq 100$	$\Rightarrow$	<i>Meio dielétrico</i>
$\frac{1}{100} < \frac{\sigma}{\omega\epsilon} < 100$	$\Rightarrow$	<i>Meio quase-condutor</i>

A frequência angular é definida pela equação (II-7), onde f é a frequência cíclica dada em Hertz (Hz).

$$\omega = 2\pi f \quad (\text{II-7})$$

A frequência f é definida como o inverso do período e pode ser calculada através da equação (II-8),

$$f = \frac{1}{T} \quad (\text{II-8})$$

onde T é o período em segundos (s).

Através dessa equação percebe-se que a classificação do meio está intimamente ligada à frequência, podendo assim um material pertencer a mais de um tipo de meio dependendo da faixa de frequência de operação. Por exemplo a água do mar, que em sua

composição média apresenta uma condutividade de 4 S/m e uma permissividade de $81\epsilon_0$. O seu comportamento como bom condutor ocorrerá para frequências inferiores a 9 MHz e será um meio dielétrico para frequências superiores a 90 GHz [5].

3.2 Fator de Propagação

O fator de propagação γ (equação (II-9)) é uma grandeza complexa e seu valor depende das características eletromagnéticas do meio e da frequência.

$$\gamma = \alpha + j\beta \quad (\text{II-9})$$

O fator de atenuação α , expresso em nepers por metro (Np/m), afeta a amplitude do campo. Já o fator de fase β , expresso em radianos por metro (rad/m) é responsável pela alteração na fase com a distância.

As equações (II-10) e (II-11) são expressões gerais de α e β , para as condições impostas da equação de onda e com meio isotrópico, homogêneo e linear. Por essas equações podemos notar que tanto a frequência quanto as propriedades do meio influenciam nos valores de α e β .

$$\alpha = \omega \sqrt{\frac{\mu\epsilon}{2} \left\{ \sqrt{1 + \left(\frac{\sigma}{\omega\epsilon} \right)^2} - 1 \right\}} \quad (\text{II-10})$$

$$\beta = \omega \sqrt{\frac{\mu\epsilon}{2} \left\{ \sqrt{1 + \left(\frac{\sigma}{\omega\epsilon} \right)^2} + 1 \right\}} \quad (\text{II-11})$$

Considerando o meio como um dielétrico perfeito, cuja condutividade é nula, não há dissipação de potência e o fator de fase varia linearmente com a frequência, como pode ser

visto pelas equações (II-12).

$$\alpha = 0 \quad (II-12a)$$

$$\beta = \omega \sqrt{\mu\epsilon} \quad (II-12b)$$

Para um meio dielétrico real a condutividade σ é muito pequena, porém diferente de zero. Nas expressões gerais para α e β o termo $(\sigma/\omega\epsilon)^2$ será muito menor que a unidade. A expansão da raiz quadrada na série binomial permite que seja selecionado apenas os primeiros termos, uma vez que os demais apresentam valores insignificantes. Com um erro muito pequeno é possível substituir a aproximação $[1+(\sigma/\omega\epsilon)^2]^{1/2} \cong 1 + (1/2)(\sigma/\omega\epsilon)^2$ nas expressões gerais para α e β , equações (II-10) e (II-11). A partir destas equações pode-se notar um fator de atenuação que independe da frequência e um fator de fase que varia linearmente com a frequência.

$$\alpha \cong \frac{\sigma}{2} \sqrt{\frac{\mu}{\epsilon}} \quad (II-13a)$$

$$\beta \cong \omega \sqrt{\mu\epsilon} \quad (II-13b)$$

Num meio condutor real o termo $(\sigma/\omega\epsilon)^2$ será muito maior que a unidade, com isso os fatores de fase e atenuação podem ser expressos pelas equações (II-14), onde ambos variam com a raiz quadrada da frequência. Um condutor perfeito possui valor de condutividade muito alta, o que significa que a onda eletromagnética sofrerá uma grande atenuação ao penetrar nesse tipo de material.

$$\alpha \cong \sqrt{\frac{\mu\epsilon\sigma}{2}} \quad (II-14a)$$

$$\beta \cong \sqrt{\frac{\mu\epsilon\sigma}{2}} \quad (II-14b)$$

3.3 Velocidade de Fase

A velocidade de fase de uma onda é a taxa com que a frente de onda se propaga no espaço. Em um meio arbitrário a velocidade de fase v_p , em metros por segundo (m/s), depende da frequência, uma vez que o fator de fase (II-11) é uma função não-linear da velocidade angular. A equação (II-15) é a expressão geral para o cálculo da velocidade de fase.

$$v_p = \frac{\omega}{\beta} \quad (\text{II-15})$$

Em dielétricos perfeitos (II-13b), a velocidade de fase v_p não dependerá da frequência e poderá ser calculada através da equação (II-16).

$$v_p = \frac{1}{\sqrt{\mu \epsilon}} \quad (\text{II-16})$$

Para a propagação em um meio condutor real emprega-se o fator de fase dado pela equação (II-14b) e então a velocidade de fase poderá ser expressa pela equação (II-17).

$$v_p \cong \sqrt{\frac{2\omega}{\mu\sigma}} \quad (\text{II-17})$$

Considerando o vácuo como meio onde a onda se propaga, pode-se utilizar μ_0 e ϵ_0 na equação (II-16), resultando em $v_p = 2,99793 \times 10^8$ m/s.

3.4 Comprimento de Onda

O comprimento de onda λ , pode ser definido como a distância percorrida pela onda durante um de seus períodos, ou seja, a distância entre duas cristas ou dois mínimos

sucessivos do campo elétrico (ou magnético), como pode ser visto na Figura II-3 .

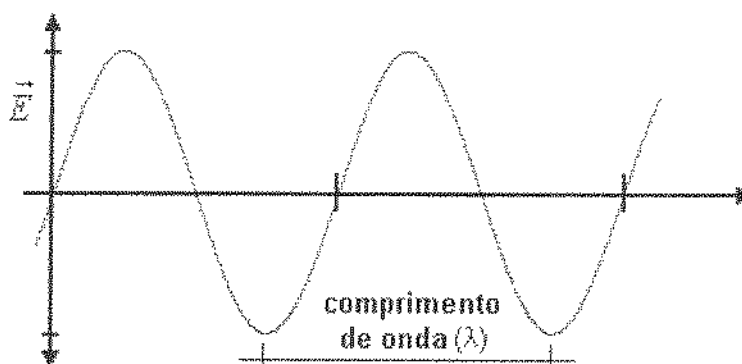


Figura II-3: Onda viajante

O comprimento de onda é um parâmetro que depende do meio de propagação, como podemos ver nas equações (II-18) e (II-19), pois nas duas expressões existem fatores que sofrem influência de suas características eletromagnéticas, o fator de fase β e a velocidade de fase v_p .

$$\lambda = \frac{2\pi}{\beta} \quad (\text{II-18})$$

$$\lambda = \frac{v_p}{f} \quad (\text{II-19})$$

3.5 Impedância Intrínseca dos Meios de Propagação

A impedância intrínseca do meio η , dada em ohms (Ω), expressa na equação (II-20), é uma grandeza geralmente complexa e corresponde à impedância de onda para a propagação em um ambiente ilimitado. Por tratar-se de uma grandeza complexa os campos elétricos e magnéticos não estarão em fase no tempo.

$$\eta = \sqrt{\frac{i \omega \mu}{\sigma + i \omega \epsilon}} \quad (\text{II-20})$$

onde ω é a frequência angular, μ é a permeabilidade, σ é a condutividade e ϵ é a permissividade.

Considerando um meio dielétrico perfeito, onde a condutividade é nula, a equação (II-20) pode ser simplificada para:

$$\eta = \sqrt{\frac{\mu_r \mu_0}{\epsilon_r \epsilon_0}} \quad (\text{II-21})$$

onde μ_r é a permeabilidade relativa e μ_0 é a permeabilidade no vácuo. Por ser de uma grandeza real pura, a propagação se dará num meio sem perdas e não haverá defasamento entre os campos elétrico e magnético.

Para meios dielétricos reais a equação (II-22) é a expressão mais exata para o cálculo da impedância intrínseca do meio.

$$\eta \cong \sqrt{\frac{\mu}{\epsilon}} \left[1 + i \left(\frac{\sigma}{2 \omega \epsilon} \right) \right] \quad (\text{II-22})$$

Geralmente a segunda parcela da equação (II-22) pode ser desconsiderada por apresentar um valor pouco significativo, mas sua existência demonstra que em casos reais, ainda que sob condições de baixas perdas, o campo elétrico está ligeiramente adiantado do campo magnético.

Em meio condutores reais a impedância intrínseca pode ser descrita através da seguinte equação,

$$\eta = R_s + i X_s \quad (\text{II-23})$$

onde a parte real e a parte imaginária possuem praticamente o mesmo valor e podem ser calculadas a partir das equações (II-24) e (II-25).

$$R_s \cong \sqrt{\frac{\omega \mu}{2 \sigma}} \quad (\text{II-24})$$

$$X_s \cong \sqrt{\frac{\omega \mu}{2 \sigma}} \quad (\text{II-25})$$

Este resultado indica que em um condutor real, como o solo de uma região e a água do mar abaixo de certa frequência, o campo elétrico está adiantado do campo magnético de um ângulo de 45° aproximadamente. Nos metais, a condutividade é muito grande e a impedância intrínseca assume um valor muito pequeno, normalmente da ordem de milésimos de ohms. A parte real fica conhecida como resistência superficial e a parte imaginária como reatância superficial do meio [5].

As equações descritas ao longo deste capítulo correspondem à base teórica necessária para modelar uma aplicação de ondas eletromagnéticas num determinado meio.

Capítulo III

Descrição do Método FDTD para Análise 3D

O Método das Diferenças Finitas no Domínio do Tempo FDTD (*Finite-Difference Time-Domain*) é amplamente utilizado pela comunidade científica para a modelagem do comportamento eletromagnético. Este método consiste na discretização no tempo e no espaço das equações diferenciais de Maxwell.

O método foi proposto pela primeira vez em 1966 por Yee [8], mas apesar da elegância e simplicidade não recebeu grande interesse devido ao elevado custo computacional, para aquela época, e as limitações inerentes da publicação original, como a impossibilidade de modelar a propagação de ondas em meios infinitos [9].

Inicialmente o trabalho foi aplicado a espalhamento em meios isotrópicos. Nas décadas seguintes à sua proposta vários autores têm contribuído para o aperfeiçoamento do método, com o avanço dos recursos computacionais, o que pode ser notado através da Figura III-1 [10].

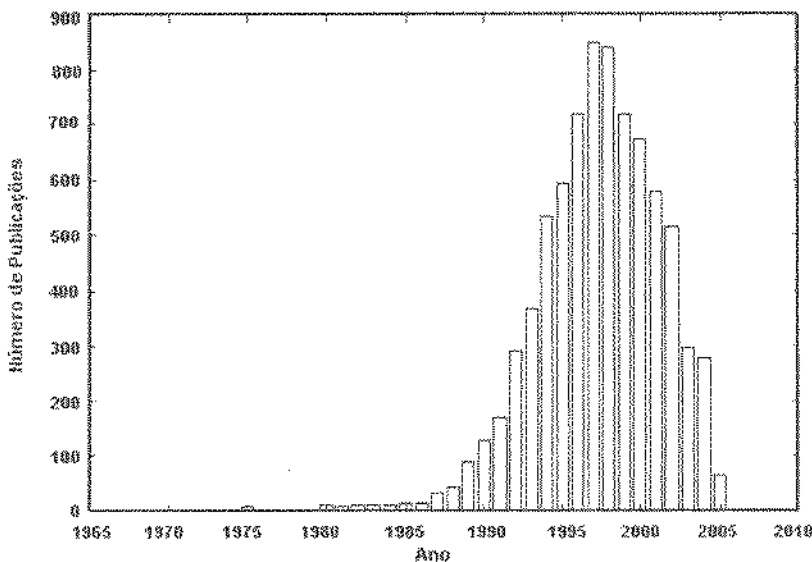


Figura III-1: Número de publicações sobre FDTD por ano.

Entre os motivos que proporcionaram a popularização do método pode-se destacar a robustez, precisão, o tratamento de transitórios e não linearidades com naturalidade e a não utilização de álgebra linear, pois o método não requer a solução direta de rotacionais e outros operadores [11]. Essa popularização levou sua utilização na análise de diferentes problemas, tais como:

- Análise de ondas eletromagnéticas incidindo em superfícies complexas [12].
- Modelagem de antenas [13], [14], [15].
- Interação entre ondas eletromagnéticas e tecidos biológicos [16], [17], [18].

1 Histórico Parcial do Método FDTD

Desde sua concepção o método tem sido empregado para solução de diferentes problemas envolvendo campos eletromagnéticos. Taflove [11], destaca algumas publicações que contribuíram para o desenvolvimento do método, entre elas:

- 1966** Yee descreve a base da técnica numérica FDTD para resolver equações de Maxwell, na forma pontual, diretamente no domínio do tempo em uma grade espacial [8].
- 1975** Taflove e Brodwin obtêm o critério de estabilidade numérica para o algoritmo de Yee e a primeira solução para FDTD de ondas eletromagnéticas senoidais bi- e tridimensionais, em regime permanente, interagindo com a estrutura de materiais [17], [19].
- 1977** Holland, Kunz e Lee aplicam o algoritmo de Yee para resolver problemas envolvendo pulsos eletromagnéticos [20], [21].

- 1980 Taflove publica a primeira validação de modelos em FDTD de ondas eletromagnéticas senoidais, em regime permanente, penetrando dentro de uma cavidade metálica tridimensional [22].
- 1981 Mur publica o primeiro trabalho para condições de contorno absorventes ABC (*Absorbing Boundary Conditions*) com segunda ordem de exatidão para a grade espacial de Yee [23].
- 1982- Taflove e Umashankar desenvolvem o primeiro modelo computacional em FDTD
1983 para o espalhamento de ondas eletromagnéticas senoidais em regime permanente para campos próximos, campos distantes e seções de radar em estruturas bi- e tridimensionais [12], [24].
- 1987- Kriegsmann *et al.* e Moore *et al.* publicam os primeiros artigos aplicando a teoria
1988 das condições de contorno absorventes proposta por Mur [25], [26].
- 1988 Sullivan *et al.* publicam o primeiro modelo tridimensional em FDTD para absorção de uma onda eletromagnética senoidal em regime permanente pelo corpo humano completo [18].
- 1990- Kashiwa e Fukai [27], Luebbers *et al.* [28], e Joseph *et al.* [29] introduzem a
1991 modelagem em FDTD da permissividade dielétrica dependente da frequência
- 1994 Bérenger introduz uma condição de contorno absorvente PML (*Perfectly Matched Layer*) para a grades em FDTD de duas dimensões altamente eficaz [30], a qual foi estendida para três dimensões por Katz *et al* [31].

2 Equações do Método FDTD

O método FDTD utiliza as equações rotacionais de Maxwell variáveis no tempo (equações (II-1a) e (II-2a)), em forma de diferenças finitas. Substituindo as equações (II-6)

e (II-5) em (II-1a) e (II-2a) respectivamente, chegaremos em (III-1) e (III-2).

$$\frac{\partial \vec{H}}{\partial t} = -\frac{1}{\mu} \nabla \times \vec{E} - \frac{1}{\mu} (\vec{M}) \quad (III-1)$$

$$\frac{\partial \vec{E}}{\partial t} = -\frac{1}{\varepsilon} \nabla \times \vec{H} - \frac{1}{\varepsilon} (\vec{J}) \quad (III-2)$$

Os vetores $\vec{J}$ e $\vec{M}$ atuam como fontes independentes geradoras da energia associada aos campos elétrico e magnético, $\vec{J}_{fonte}$ e $\vec{M}_{fonte}$, e podem ser calculados a partir das equações (III-3) e (III-4). Esses vetores representam as perdas que atenuam os campos $\vec{E}$ e $\vec{H}$, onde σ é a condutividade elétrica e σ^* é a perda magnética equivalente em ohms por metro (Ω/m).

$$\vec{J} = \vec{J}_{fonte} + \sigma \vec{E} \quad (III-3)$$

$$\vec{M} = \vec{M}_{fonte} + \sigma^* \vec{H} \quad (III-4)$$

As equações abaixo representam as equações de Maxwell em um sistema de coordenadas cartesianas. Essas equações constituem a base para o algoritmo utilizado pelo método FDTD, descrevendo qualquer onda eletromagnética em três dimensões [11].

$$\frac{\partial H_x}{\partial t} = \frac{1}{\mu} \left[\frac{\partial E_y}{\partial z} - \frac{\partial E_z}{\partial y} - (M_{fonte_y} + \sigma^* H_x) \right] \quad (III-5a)$$

$$\frac{\partial H_z}{\partial t} = \frac{1}{\mu} \left[\frac{\partial E_z}{\partial x} - \frac{\partial E_x}{\partial z} - (M_{fonte_z} + \sigma^* H_z) \right] \quad (III-5b)$$

$$\frac{\partial H_z}{\partial t} = \frac{1}{\mu} \left[\frac{\partial E_x}{\partial y} - \frac{\partial E_y}{\partial x} - (M_{fonte_z} + \sigma^* H_z) \right] \quad (\text{III-5c})$$

$$\frac{\partial E_x}{\partial t} = \frac{1}{\varepsilon} \left[\frac{\partial H_z}{\partial y} - \frac{\partial H_y}{\partial z} - (J_{fonte_x} + \sigma E_x) \right] \quad (\text{III-6a})$$

$$\frac{\partial E_y}{\partial t} = \frac{1}{\varepsilon} \left[\frac{\partial H_x}{\partial z} - \frac{\partial H_z}{\partial x} - (J_{fonte_y} + \sigma E_y) \right] \quad (\text{III-6a})$$

$$\frac{\partial E_z}{\partial t} = \frac{1}{\varepsilon} \left[\frac{\partial H_y}{\partial x} - \frac{\partial H_x}{\partial y} - (J_{fonte_z} + \sigma E_z) \right] \quad (\text{III-6c})$$

2.1 Algoritmo de Yee

O método proposto por Yee permite o cálculo tanto do campo elétrico quanto do magnético no tempo e no espaço através do conjunto das equações (III-5) e (III-6), considerando um material sem perdas M_{fonte} , σ^* , J_{fonte} e σ igual a zero.

A Figura III-2 mostra o cubo de Yee, onde as componentes de campo estão localizadas nos extremos da célula. As componentes de campo magnético estão posicionadas tangencialmente às arestas do cubo e as componentes de campo elétrico estão posicionadas perpendicularmente às faces do cubo. Com isso nota-se que para cada componente de campo existem quatro outras circulando ao seu redor. Este arranjo permite a aproximação da derivada central de um ponto, apresentando precisão de segunda ordem [11], [32].

Desta forma, os campos elétricos e magnéticos são calculados alternadamente, isto é, nos pontos onde é calculado o campo elétrico não se calcula o campo magnético, e vice-versa. Assim o ponto de uma malha onde se calcula um dos campos, elétrico ou magnético, é o centro do segmento da célula da outra malha onde se calcula o outro campo. O algoritmo que descreve a alternância entre essas duas malhas entrelaçadas é conhecido

como *leap-frog*, pois o passo de discretização para um campo pula os pontos de discretização do outro.

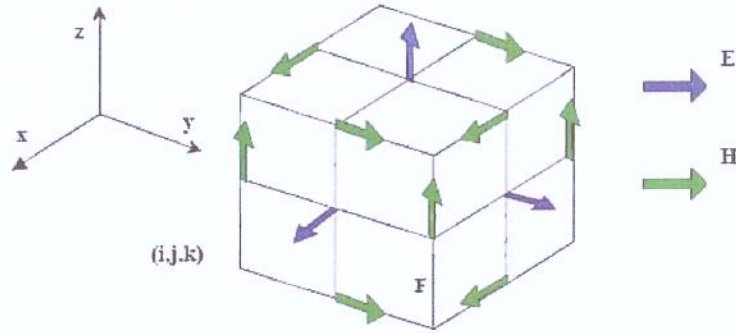


Figura III-2: Cubo de Yee

Para implementação do método são necessárias algumas notações utilizadas por Yee [8]. Assim, um ponto no espaço é definido como:

$$(i, j, k) = (i\Delta x, j\Delta y, k\Delta z) \quad (\text{III-7})$$

onde i, j e k são números inteiros e $\Delta x, \Delta y$ e Δz são incrementos espaciais. E qualquer função no espaço e no tempo pode ser descrita como:

$$F(i\Delta x, j\Delta y, k\Delta z, n\Delta t) = F^n(i, j, k) \quad (\text{III-8})$$

onde n é um número inteiro e Δt é o incremento temporal. Yee utiliza expressões de diferenças finitas para o espaço e o tempo, com precisão de segunda ordem em Δs e Δt , como pode ser visto nas equações (III-9) e (III-10) [19]:

$$\frac{\partial F^n(i, j, k)}{\partial x} = \frac{F^n(i+1/2, j, k) - F^n(i-1/2, j, k)}{\Delta s} + Er(\Delta s^2) \quad (\text{III-9})$$

$$\frac{\partial F^n(i, j, k)}{\partial t} = \frac{F^{n+1/2}(i, j, k) - F^{n-1/2}(i, j, k)}{\Delta t} + E_r(\Delta t^2) \quad (\text{III-10})$$

onde E_r é o erro de segunda ordem introduzido pela discretização para Δs e Δt .

Esta notação permite a implementação do algoritmo *leap-frog*, calculando os campos elétricos e magnéticos de forma intercalada em intervalos de $1/2 \Delta t$.

Para a implementação do sistema de diferenças finitas, considerando uma região onde tenha variação contínua das propriedades do material com a posição espacial, é necessário definir os seguintes coeficientes de atualização para cada componente de campo [11]:

$$C_{a1}|_{i,j,k} = \left(1 - \frac{\sigma_{i,j,k} \Delta t}{2\varepsilon_{i,j,k}}\right) / \left(1 + \frac{\sigma_{i,j,k} \Delta t}{2\varepsilon_{i,j,k}}\right) \quad (\text{III-11a})$$

$$C_{b1}|_{i,j,k} = \left(\frac{\Delta t}{\varepsilon_{i,j,k} \Delta s_1}\right) / \left(1 + \frac{\sigma_{i,j,k} \Delta t}{2\varepsilon_{i,j,k}}\right) \quad (\text{III-11b})$$

$$C_{b2}|_{i,j,k} = \left(\frac{\Delta t}{\varepsilon_{i,j,k} \Delta s_2}\right) / \left(1 + \frac{\sigma_{i,j,k} \Delta t}{2\varepsilon_{i,j,k}}\right) \quad (\text{III-11c})$$

$$D_{a1}|_{i,j,k} = \left(1 - \frac{\sigma_{i,j,k}^* \Delta t}{2\mu_{i,j,k}}\right) / \left(1 + \frac{\sigma_{i,j,k}^* \Delta t}{2\mu_{i,j,k}}\right) \quad (\text{III-12a})$$

$$D_{b1}|_{i,j,k} = \left(\frac{\Delta t}{\mu_{i,j,k} \Delta s_1}\right) / \left(1 + \frac{\sigma_{i,j,k}^* \Delta t}{2\mu_{i,j,k}}\right) \quad (\text{III-12b})$$

$$D_{b2}|_{i,j,k} = \left(\frac{\Delta t}{\mu_{i,j,k} \Delta s_2}\right) / \left(1 + \frac{\sigma_{i,j,k}^* \Delta t}{2\mu_{i,j,k}}\right) \quad (\text{III-12c})$$

onde C_{e1} , C_{b1} , e C_{b2} são coeficientes de atualização do campo elétrico e D_{a1} , D_{b1} , e D_{b2} são coeficientes de atualização do campo magnético.

No conjunto de equações (III-11) e (III-12) os termos Δs_1 e Δs_2 indicam a possibilidade de dois incrementos espaciais utilizados para o cálculo da diferença finita em cada componente de campo. Para a célula cúbica onde $\Delta x = \Delta y = \Delta z = \Delta s$ e então $\Delta s_1 = \Delta s_2 = \Delta s$, tem-se $C_{b1} = C_{b2}$ e $D_{b1} = D_{b2}$.

Aplicando todas essas considerações nas equações (III-5) e (III-6) tem-se o seguinte sistema de equações de diferenças finitas:

$$E_x^{[n+1/2]}|_{i,j+1/2,k+1/2} = C_{a,E_x}|_{i,j+1/2,k+1/2} E_x^{[n-1/2]}|_{i,j+1/2,k+1/2} + C_{b,E_x}|_{i,j+1/2,k+1/2} \left(H_z^{[n]}|_{i,j+1,k+1/2} - H_z^{[n]}|_{i,j,k+1/2} + H_y^{[n]}|_{i,j+1/2,k} - H_y^{[n]}|_{i,j+1/2,k+1} - J_{fonte_x}|_{i,j+1/2,k+1/2} \Delta s \right) \quad (III-13a)$$

$$E_y^{[n+1/2]}|_{i-1/2,j+1,k+1/2} = C_{a,E_y}|_{i-1/2,j+1,k+1/2} E_y^{[n-1/2]}|_{i-1/2,j+1,k+1/2} + C_{b,E_y}|_{i-1/2,j+1,k+1/2} \left(H_x^{[n]}|_{i-1/2,j+1,k+1} - H_x^{[n]}|_{i-1/2,j+1,k} + H_z^{[n]}|_{i-1,j+1,k+1/2} - H_z^{[n]}|_{i,j+1,k+1/2} - J_{fonte_y}|_{i-1/2,j+1,k+1/2} \Delta s \right) \quad (III-13b)$$

$$E_z^{[n+1/2]}|_{i-1/2,j+1/2,k+1} = C_{a,E_z}|_{i-1/2,j+1/2,k+1} E_z^{[n-1/2]}|_{i-1/2,j+1/2,k+1} + C_{b,E_z}|_{i-1/2,j+1/2,k+1} \left(H_y^{[n]}|_{i,j+1/2,k+1} - H_y^{[n]}|_{i-1,j+1/2,k+1} + H_x^{[n]}|_{i-1/2,j,k+1} - H_x^{[n]}|_{i-1/2,j+1,k+1} - J_{fonte_z}|_{i-1/2,j+1/2,k+1} \Delta s \right) \quad (III-13c)$$

$$H_x^{[n+1]}|_{i-1/2,j+1,k+1} = D_{a,H_x}|_{i-1/2,j+1,k+1} H_x^{[n]}|_{i-1/2,j+1,k+1} + D_{b,H_x}|_{i-1/2,j+1,k+1} \left(E_z^{[n+1/2]}|_{i-1/2,j+1,k+3/2} - E_z^{[n+1/2]}|_{i-1/2,j+1,k+1/2} + E_x^{[n+1/2]}|_{i-1/2,j+1/2,k+1} - E_x^{[n+1/2]}|_{i-1/2,j+3/2,k+1} - M_{fonte_x}|_{i-1/2,j+1,k+1} \Delta s \right) \quad (III-14a)$$

$$H_y^{[n+1]}|_{i,j+1/2,k+1} = D_{a,H_y}|_{i,j+1/2,k+1} H_y^{[n]}|_{i,j+1/2,k+1} + D_{b,H_y}|_{i,j+1/2,k+1} \left(E_z^{[n+1/2]}|_{i+1/2,j+1/2,k+1} - E_z^{[n+1/2]}|_{i-1/2,j+1/2,k+1} + E_x^{[n+1/2]}|_{i,j+1/2,k+3/2} - E_x^{[n+1/2]}|_{i,j+1/2,k+1/2} - M_{fonte_y}|_{i,j+1/2,k+1} \Delta s \right) \quad (III-14b)$$

$$\begin{aligned}
H_z^{[n+1]}|_{i,j+1,k+1/2} &= D_{a,H_z}|_{i,j+1,k+1/2} H_z^{[n]}|_{i,j+1,k+1/2} \\
&+ D_{b,H_z}|_{i,j+1,k+1/2} \left(E_y^{[n+1/2]}|_{i,j+3/2,k+1/2} - E_y^{[n+1/2]}|_{i,j+1/2,k+1/2} + \right. \\
&\quad \left. E_x^{[n+1/2]}|_{i-1/2,j+1,k+1/2} - E_x^{[n+1/2]}|_{i+1/2,j+1,k+1/2} - M_{\text{form}_2}|_{i,j+1,k+1/2} \Delta s \right)
\end{aligned} \tag{III-14c}$$

Esse conjunto de equações ((III-13) e (III-14)) formam a base para a implementação do método FDTD, descrevendo o comportamento dos campos elétricos e magnéticos tanto no espaço quanto no tempo.

2.2 Dispersão Numérica e Estabilidade

A dispersão numérica é algo inerente ao método FDTD. Para assegurar a precisão do método é necessário um incremento espacial Δs muito menor que o comprimento de onda λ presente no sistema. Usualmente utiliza-se um valor 10 vezes menor do que o comprimento de onda, ou seja, $\Delta s \leq \lambda/10$ [33].

A estabilidade numérica é um parâmetro que sempre deve ser considerado quando métodos numéricos são utilizados. Para que o método seja estável a relação (III-15) deve ser obedecida,

$$\Delta t \leq \frac{1}{v_{\max} \sqrt{\frac{1}{\Delta x^2} + \frac{1}{\Delta y^2} + \frac{1}{\Delta z^2}}} \tag{III-15}$$

onde $v_{\max}$ é a máxima velocidade de fase que pode ser encontrada no modelo [19].

Para células cúbicas onde $\Delta x = \Delta y = \Delta z = \Delta s$, a equação (III-15) torna-se [33]:

$$\Delta t \leq \frac{\Delta s}{v_{\max} \sqrt{N}} \tag{III-16}$$

onde N corresponde ao número de dimensões usadas no modelo. A partir dessa relação conclui-se que quanto maior o N menor será o tempo de simulação, assim como uma diminuição de Δs implica na diminuição do Δt .

Em [17], Taflove propõe uma nova relação para o incremento temporal. A equação (III-17) indica essa relação,

$$\Delta t = \frac{\Delta s}{2c_0} \quad (\text{III-17})$$

onde $c_0 = (\epsilon_0 \mu_0)^{-1/2}$ é a velocidade da luz no vácuo, expressa em metros por segundo (m/s)

Pode-se notar pela equação (III-17) que são necessários dois incrementos temporais para que a onda propague através de uma célula unitária.

3 Condições de Contorno Absorventes

Na simulação da propagação de uma onda eletromagnética muitas vezes deseja-se simular meios infinitos em uma ou mais dimensões. Mas para que isso seja possível a capacidade computacional requerida para o armazenamento de dados teria que ser enorme. Devido a essa limitação é necessário restringir a dimensão da amostra analisada, reduzindo assim a memória computacional requerida. Para tanto utilizam-se condições especiais, nos limites da amostra analisada, que simulam uma propagação ao infinito evitando reflexões. Estas condições são chamadas de Condições de Contorno Absorventes ABCs, (*Absorbing Boundary Conditions*).

Existem muitos trabalhos publicados referentes às ABCs, entre eles podemos citar o uso de um método de extrapolação simples, proposto por Taylor *et al.* [34] em 1969, a condição simples que é implementada calculando a média dos campos próximos ao contorno da malha, proposta por Taflove e Brodwin em 1975 [19], a Condição Absorvente de Mur proposta em 1981 [23] e a Camada Perfeitamente Casada (PML) proposta por Berenger em 1994 [30], entre outros.

3.1 Condição Absorvente de Mur

A condição de Mur é de fácil implementação e possui um coeficiente de reflexão entre 1 e 5%, valor considerado baixo para simulações [11].

Para condição absorvente de Mur considera-se que campos próximos à borda da malha saem do domínio de estudo, então aplica-se a ABC somente para campos espalhados dentro malha. Conseqüentemente os campos incidentes, se presentes na malha, devem ser subtraídos do campo total próximo à borda da malha [23].

Como o FDTD utiliza as componentes de campo elétrico para calcular os magnéticos e vice-versa, é necessário somente que seja calculado um dos campos para que o outro seja obtido. Assim cada componente de campo elétrico satisfaz a equação de onda escalar tridimensional expressa em (III-18),

$$\left(\partial_x^2 + \partial_y^2 + \partial_z^2 - \frac{1}{c_0^2} \partial_t^2 \right) \vec{W} = 0 \quad (\text{III-18})$$

onde $\vec{W}$ representa uma componente cartesiana de $\vec{E}$ ou $\vec{H}$ localizada na grade de Yee.

Sem perda de generalidade, assume-se que a grade está localizada na região $x \geq 0$ e a condição de contorno no plano $x=0$.

Uma onda plana viajando na direção decrescente de x , com componentes inversas de velocidade s_x , s_y e s_z tais que $s_x^2 + s_y^2 + s_z^2 = c_0^{-2}$ pode ser escrita como:

$$\vec{W} = \text{Re} \left(\psi \left(t + \sqrt{\left(\frac{1}{c_0^2} - s_y^2 - s_z^2 \right)} x + s_y y + s_z z \right) \right) \quad (\text{III-19})$$

com $\text{Re}(c_0^{-2} - s_y^2 - s_z^2)^{1/2} \geq 0$. Então a condição de primeira ordem será:

$$\left(\partial_x - \frac{1}{c_0} \sqrt{1 - (c_0 s_y)^2 - (c_0 s_z)^2} \partial_t \right) \vec{W} \big|_{x=0} = 0 \quad (\text{III-20})$$

Assim fixando-se valores para s_y e s_z , determina-se um $\vec{W}$ na superfície que é consistente com uma onda que sai do domínio de estudo, ou seja é absorvida. Desde que não se conheça o ângulo da onda incidente próximo a $x=0$, a equação (III-20) pode ser reescrita como:

$$\sqrt{(1-(c_0 s_y)^2 - (c_0 s_z)^2)} \cong 1 \quad (\text{III-21})$$

Essa aproximação é obtida através da Série de Taylor de primeira ordem. Resultando como primeira aproximação (III-22), que é a simples substituição de (III-21) em (III-20).

$$\left(\partial_x - \frac{1}{c_0} \partial_t \right) \vec{W} \big|_{x=0} = 0 \quad (\text{III-22})$$

Usando uma aproximação para a raiz quadrada, tem-se:

$$\sqrt{(1-(c_0 s_y)^2 - (c_0 s_z)^2)} \cong 1 - \frac{1}{2} \left((c_0 s_y)^2 + (c_0 s_z)^2 \right) \quad (\text{III-23})$$

Obtendo-se uma segunda aproximação para condição de contorno,

$$\left(\frac{1}{c_0} \partial_x^2 - \frac{1}{c_0^2} \partial_t^2 + \frac{1}{2} (\partial_y^2 + \partial_z^2) \right) \vec{W} \big|_{x=0} = 0 \quad (\text{III-24})$$

A equação (III-25) expressa E_z , através da equação (III-22), em forma de diferenças finita usando derivadas centrais tanto no espaço quanto no tempo, considerando um plano $x=0$ para a condição absorvente, ou seja

$$E_z^{n+1}(0, j, k+1/2) = E_z^n(1, j, k+1/2) + \frac{c_0 \Delta_t - \Delta s}{c_0 \Delta_t + \Delta s} \begin{bmatrix} E_z^{n+1}(1, j, k+1/2) \\ -E_z^n(0, j, k+1/2) \end{bmatrix} \quad (\text{III-25})$$

E a segunda aproximação (III-24) para E_z , considerando um plano $x=0$ para a condição absorvente, pode ser discretizada como:

$$\begin{aligned} E_z^{n+1}(0, j, k+1/2) = & -E_z^{n+1}(1, j, k+1/2) + \frac{c_0 \Delta_t - \Delta s}{c_0 \Delta_t + \Delta s} \begin{bmatrix} E_z^{n+1}(1, j, k+1/2) \\ +E_z^{n+1}(0, j, k+1/2) \end{bmatrix} \\ & + \frac{2\Delta s}{c_0 \Delta_t + \Delta s} \begin{bmatrix} E_z^n(0, j, k+1/2) + E_z^n(1, j, k+1/2) \end{bmatrix} + \\ & \frac{(c_0 \Delta_t)^2}{2\Delta s(c_0 \Delta_t + \Delta s)} \begin{bmatrix} E_z^n(0, j+1, k+1/2) - 2E_z^n(0, j, k+1/2) \\ +E_z^n(0, j-1, k+1/2) + E_z^n(1, j+1, k+1/2) \\ -2E_z^n(1, j, k+1/2) + E_z^n(1, j-1, k+1/2) \\ +E_z^n(0, j, k+3/2) - 2E_z^n(0, j, k+1/2) \\ +E_z^n(0, j, k-1/2) + E_z^n(1, j, k+3/2) \\ -2E_z^n(1, j, k+1/2) + E_z^n(1, j, k-1/2) \end{bmatrix} \end{aligned} \quad (\text{III-26})$$

quando aplicada utilizando o método FDTD.

3.2 Camada Perfeitamente Casada - PML

A PML (*Perfectly Matched Layer*) é uma condição absorvente considerada perfeitamente casada porque ondas eletromagnéticas podem penetrá-la sem reflexões na interface meio – PML, para qualquer ângulo de incidência e frequência. Isto é conseguido substituindo o meio por um especialmente projetado para o fim de absorção. A PML é

formada por camadas absorventes colocadas em torno do domínio de estudo, podendo ser colocada muito próxima do objeto a estudar.

Pode ser aplicada em problemas de duas dimensões e três dimensões, entretanto o custo computacional para tais implementações é elevado.

É possível aplicar o método FDTD utilizando PML, sendo que para um problema 3D as equações de Maxwell para campos elétrico e magnético resultariam em doze subcomponentes. Conforme citado em [35] a implementação do método das Diferenças Finitas no Domínio do Tempo não é perfeita, apresentando reflexões numéricas indesejáveis quando na teoria a intenção é absorver totalmente qualquer parcela de onda refletida.

Capítulo IV

Efeitos de Campos Eletromagnéticos em Tecidos Biológicos

1 Interação entre Campos Eletromagnéticos e Materiais [36]

Campos elétricos e magnéticos interagem com os materiais de duas maneiras. Primeira, os campos $\vec{E}$ e $\vec{B}$ exercem forças nas partículas carregadas dos materiais de forma que alteram o padrão inicialmente existente. Segunda, os padrões de carga alterados nos materiais produzem campos $\vec{E}$ e $\vec{B}$ adicionais aos originais.

Materiais são usualmente classificados como sendo magnéticos ou não-magnéticos. Materiais magnéticos têm dipolos magnéticos que são fortemente afetados pelos campos, enquanto os materiais não-magnéticos têm uma influência menor. Em materiais não-magnéticos, principalmente o campo $\vec{E}$ aplicado afeta suas cargas. Isto ocorre de três modos:

- (a) Polarização das cargas mais externas
- (b) Orientação de dipolos permanentes
- (c) Fluxo de condução de cargas (eletrônicas e iônicas)

Materiais afetados por (a) e (b) são denominados dielétricos, e por (c) são os condutores.

2 Efeitos do Campo Eletromagnético em Material Biológico

Há muitos anos, estudos sobre os efeitos do campo eletromagnético são realizados em todo o mundo. A radiação eletromagnética é absorvida pelo corpo humano e, portanto, existem razões para que haja preocupação com seus efeitos.

O corpo humano é um mecanismo biológico extremamente complexo e, do ponto de vista elétrico, apresenta estruturas de alta condutividade iônica e eletrônica como por exemplo as redes de neurônios e os fluídos sangüíneos [7].

Ao ser exposto à estímulo externo o material biológico pode apresentar alguma alteração. Esta alteração sendo medida denomina-se efeito biológico, sendo que o mesmo pode vir a ser considerado prejudicial ou não [37].

As publicações científicas enfatizam alguns aspectos na investigação dos efeitos biológicos e aplicações médicas, dentre os quais destacamos [38]:

Efeitos Biológicos	Alterações Genéticas
	Cardiovasculares
	Sistema Imunológico
Aplicações Médicas	Hipertermia Eletromagnética
	Imagens Biomédicas Não-invasivas

O material biológico geralmente apresentará uma variação térmica quando incidir uma onda eletromagnética. Esta variação poderá ser normalizada pelo próprio organismo quando determinados níveis pré-estabelecidos não forem ultrapassados, ou seja o corpo humano é capaz de uma ação termo-reguladora.

A absorção de calor por radiação, em sistemas biológicos, não é uniforme e depende de parâmetros como: propriedades dielétricas e geometria dos tecidos, frequência do sinal, fonte emissora de radiação, etc. [37], [39].

3 Propriedades Elétricas de Tecidos Biológicos

As informações sobre as propriedades elétricas de tecidos biológicos são essenciais em experimentos e cálculos de interação entre campo eletromagnéticos e tecidos biológicos. Os valores de permissividade e condutividade elétrica sofrem uma grande variação com a frequência [36]. Deste modo a penetração da energia eletromagnética no tecido está basicamente relacionada à frequência da onda eletromagnética incidente. Outros

fatores que também influenciam no valor das constantes dielétricas são a constituição do tecido biológico, e no caso de moléculas polares também a temperatura [40].

Tecidos biológicos possuem uma permeabilidade igual ao espaço livre, ou seja, são essencialmente não-magnéticos. Já a condutividade e permissividade elétrica relativa dos tecidos biológicos estão fortemente relacionadas com a frequência.

As tabelas IV-1, IV-2 e IV-3 mostram os valores destes parâmetros que serão posteriormente utilizados em simulações deste presente trabalho, ou seja para as frequências de 800 MHz, 900 MHz e 1800 MHz [41].

Tabela IV-1: Constantes Dielétricas e Densidades de Massa para frequência de 800 MHz

Frequência 800 MHz			
Tecido	Permissividade ϵ_r	Condutividade σ (S/m)	Densidade de Massa ρ (kg/m ³)
Pele Seca	41,978	0,834	1010
Osso	12,552	0,132	1810
Cartilagem	43,027	0,738	1100
Massa cinzenta	53,252	0,901	1040
Massa branca	39,251	0,567	1040
Sangue	61,700	1,496	1060

Tabela IV-2: Constantes Dielétricas e Densidades de Massa para frequência de 900 MHz

Frequência 900 MHz			
Tecido	Permissividade ϵ_r	Condutividade σ (S/m)	Densidade de Massa ρ (kg/m ³)
Pele Seca	41,405	0,867	1010
Osso	12,454	0,143	1810
Cartilagem	42,653	0,782	1100
Massa cinzenta	52,725	0,942	1040
Massa branca	38,886	0,591	1040
Sangue	61,360	1,538	1060

Tabela IV-3: Constantes Dielétricas e Densidades de Massa para frequência de 1800 MHz

Frequência 1800 MHz			
Tecido	Permissividade ϵ_r	Condutividade σ (S/m)	Densidade de Massa ρ (kg/m ³)
Pele Seca	38,872	1,185	1010
Osso	11,781	0,275	1810
Cartilagem	40,215	1,287	1100
Massa cinzenta	50,079	1,391	1040
Massa branca	37,011	0,915	1040
Sangue	59,372	2,043	1060

Através dessas tabelas pode-se notar para cada tecido que a permissividade geralmente decresce com o aumento da frequência e a condutividade aumenta com o aumento da frequência.

4 Profundidade de Penetração

O efeito pelicular (*Skin Depth*) expressa a profundidade em que a onda eletromagnética reduz sua amplitude em $1/e$ ($e=2,7183$) do valor incidente e a densidade de potência em $1/e^2$.

A equação (IV-1) indica a relação existente para a profundidade da penetração :

$$\delta = \sqrt{\frac{\rho}{\pi f \mu}} \quad (IV-1)$$

onde δ é a profundidade de penetração dada em metros (m), ρ é a resistividade em ohm-metro ($\Omega.m$), f é a frequência e μ é a permeabilidade magnética do tecido.

5 Absorção de Energia por um Tecido Biológico

A medida dosimétrica utilizada para quantificar a energia absorvida por um meio biológico é a SAR (*Specific Absorption Rate*) sendo definida como a derivada no tempo do aumento de energia ∂W absorvida ou dissipada num elemento de massa ∂m contida num elemento de volume ∂V cuja massa específica é ρ . Tal definição pode ser expressa analiticamente através da equação (IV-2).

$$SAR = \frac{\partial}{\partial t} \frac{\partial W}{\partial m} = \frac{\partial}{\partial t} \frac{\partial W}{\partial (\partial V)} \quad (IV-2)$$

Portanto a SAR quantifica a potência absorvida pela unidade de massa. Utilizando o teorema do Vetor de *Poynting* para campos eletromagnéticos com excitação senoidal no domínio da frequência, a SAR para um valor médio de campo elétrico pode ser expressa por [7], [36]:

$$SAR = \frac{\sigma |E|^2}{\rho} \quad (IV-3)$$

onde: σ é a condutividade do meio, E é o valor rms do campo elétrico e ρ é a densidade de massa no ponto avaliado (kg/m^3). A SAR é a grandeza física utilizada para a imposição dos limites permitidos para exposição à radiação eletromagnética.

Observa-se que a SAR é diretamente proporcional ao aumento local de temperatura, ou seja:

$$\frac{dT}{dt} = \left(\frac{1}{C_p} \right) SAR \quad (IV-4)$$

onde T é a temperatura expressa em graus Celsius ($^{\circ}\text{C}$) e C_p é o calor específico do tecido expressa em joule por quilograma graus Celsius ($\text{J/kg} \cdot ^{\circ}\text{C}$).

Em regiões de frequência abaixo de 30 MHz a energia de absorção diminui rapidamente com a diminuição da frequência. Os efeitos não-térmicos predominam em regiões de frequências muito baixas (<300 kHz). Na região entre 30 e 400 MHz, região de ressonância, o tamanho do corpo e o comprimento de onda são da mesma ordem de grandeza e por isso a absorção da radiação é maior e os efeitos térmicos predominam. Já em regiões de maior frequência, acima de 300 MHz, onde o comprimento de onda λ é menor, a penetração de radiação é menor e pode ocorrer a produção de locais sobre-aquecidos em regiões do corpo, como por exemplo, na cabeça [40].

Um critério básico utilizado pelas normas que consideram exclusivamente os efeitos térmicos é que até um nível de SAR de 4 W/kg o acréscimo de temperatura do tecido não ultrapassa 1 °C, o que foi considerado um limite para não haver dano por efeito térmico. A exposição a campos mais intensos, produzindo valores de SAR acima de 4 W/kg, pode comprometer a capacidade termo-regulatória do corpo e resultar em níveis danosos de aquecimento dos tecidos [42].

6 Categorias de Exposição [43]

6.1 Exposição Ocupacional / Controlada

Em geral, exposição ocupacional / controlada ou simplesmente controlada tem seus limites que são aplicáveis a situações nas quais as pessoas estão expostas como consequência do seu trabalho, e devem ter cuidados quanto ao risco potencial de exposição e podem exercer algum controle sobre sua exposição. Esta categoria também é aplicável quando a exposição for de natureza transiente devido a uma passagem incidental através do local, onde os níveis podem alcançar valores maiores do que os pré-estabelecidos para a categoria não-controlada. Ou seja, apesar de cuidados individuais que podem ser tomados pelo indivíduo o mesmo não está imune de sofrer uma sobre-exposição que ultrapasse inclusive os limites previstos nas regulamentações para uma exposição não-controlada, e cabe a este indivíduo exercitar a possibilidade de sair da área de risco. Conseqüentemente ficando nos limites de exposição controlada.

6.2 Exposição População Geral / Não Controlada

A categoria não-controlada tem seus limites de exposição que são aplicáveis a situações nas quais o público em geral pode ser exposto ou em que pessoas são expostas como uma consequência do seu trabalho e que infelizmente não estão aptas a ficarem imunes da sobre-exposição pois não podem controlar sua permanência ou funcionamento de aparelhos RF.

7 Regulamentações para radiofrequências não-ionizantes

Os valores de limites máximos de absorção em tecidos têm sido discutidos de uma forma extensa e periódica. Entretanto a evolução tecnológica apresenta um ritmo um tanto quanto difícil de ser acompanhado pelas agências regulamentadoras.

As normas que geralmente servem de parâmetro para as legislações nacionais e locais de outros países são das agências IEEE/ANSI (*The Institute of Electrical and Electronic Engineers / American National Standards Institute*) dos Estados Unidos, CENELEC (*Comité Européen de Normalisation Electrotechnique*) da Europa e ICNIRP (*International Commission on Non-Ionizing Radiation Protection*) de um comitê internacional, cujos níveis estão na tabela 4.4. Estes limites são estabelecidos para uma faixa de frequência de 100 kHz até 10 GHz.

No Brasil a Anatel, Agência Nacional de Telecomunicações, adota como limites os mesmos indicados pela agência ICNIRP. Um dos documentos que podem ser consultados via internet é o Regulamento sobre limitação da exposição a campos elétricos, magnéticos e eletromagnéticos, na faixa de radiofrequências entre 9 kHz e 300 GHz. anexo à resolução número 303 de 2 de Julho de 2002.

Uma observação pertinente ao valor da SAR média contida na Tabela IV-4 é a necessidade de compreender corretamente como devem ser obtidos os valores quando a taxa de absorção média for para um dado volume de tecido biológico. Note que tanto a CENELEC como a IEEE/ANSI determinam valores distintos para uma massa de 10g e 1g cúbicos, pois o valor da SAR média neste caso é volumétrica, ou seja, para realizar uma análise numérica deve-se obrigatoriamente calcular o volume desejado conforme

$$V = \frac{m}{\rho} \quad (\text{IV-5})$$

onde V é o volume dado em metro cúbico (m^3), m é a massa em quilograma (kg) e ρ é densidade de massa.

Tabela IV-4: Limites máximos de absorção em tecidos biológicos

	ICNIRP “ <i>Health Physics</i> ”, 4/19988	CENELEC ENV 50166-2: 19958	ANSI/IEEE C95.1 - 19917
Região de aplicação	Internacional	Europa	USA
Faixa de frequência	100 kHz – 10 GHz	100 kHz – 6 GHz	-
SAR média (corpo inteiro)	0,08 W/kg	0,08 W/kg	0,08 W/kg
SAR média (massa local)	2 W/kg 100 g (tecido contínuo)	2W/kg 10 g (cúbico)	1.6 W/kg 1 g (cúbico)
SAR média (ocupacional)	-	10 W/kg	8 W/kg

8 SAR – Terminais de Telefones Celulares

A radiação dos terminais celulares constitui uma situação bem mais complexa do que a das ERBs (Estações Rádio Base) por estarem os mesmos muito próximos do corpo humano onde as condições de campo distante com onda plana não se aplicam totalmente.

Passa a ser necessário limitar não apenas o valor médio da SAR no corpo humano mas o valor de pico em uma dada região do corpo humano devido à proximidade do terminal, principalmente da cabeça. Este fato é relevante em vários aspectos, pois a

literatura relata sobre incertezas nos danos fisiológicos devidos uma exposição excessiva em termos quantitativos da SAR e as normas existentes em vigor não prevêem um protocolo de medidas especificando especialmente as distâncias entre a antena e a cabeça, ou seja tais distâncias não estão oficialmente estabelecidas.

9 Tecnologia GSM (*Global System for Mobile Communication*) [44]

O GSM, originalmente conhecido como *Groupe Special Mobile*, é um padrão digital de segunda geração do celular desenvolvido na Europa para substituir os diferentes padrões analógicos utilizados pelos países europeus nas faixas de 450 e 800 MHz.

O GSM utiliza canais de 200 kHz na faixa de 800 e 900 MHz e teve desenvolvido, posteriormente, uma versão adaptada para as faixas de 1800 e 1900 MHz.

O GSM é hoje o padrão mais popular, contando com o maior número de usuários no mundo (mais de 1 bilhão). Os novos recursos incorporados nesta tecnologia a tornam cada dia que passa mais atraente, pois dependendo do fabricante o aparelho celular pode ter comandos viva-voz, chip programável com o perfil do usuário, câmeras digitais, tocador de músicas, etc. e com preços cada vez mais acessíveis.

As faixas de frequências são de 800 MHz, 900 MHz e 1,8 GHz, e as potências médias de operação em recepção e emissão poder ser de 600, 250 e 125 mW.

10 Expansão da Telefonia Celular

Segundo o relatório da Anatel [45] divulgado em 18 de julho de 2005, o Brasil possui um total de 75.517.674 acessos móveis em serviço, sendo que no mês de julho houve 1.777.290 novas habilitações o que indicou um crescimento de 2,41% em relação ao mês de maio.

O primeiro semestre deste ano apresentou um crescimento de 29,42% em novas habilitações de celulares em relação ao mesmo período no ano anterior.

A tecnologia GSM continua em expansão representando 43,75% da planta instalada no Brasil, ou seja 33.037.780 acessos em serviço, seguida das tecnologias CDMA, com

29,11%; TDMA, com 26,91% e a analógica AMPS, a primeira do país, que está reduzida a 0,24% acessos em serviço.

Esses dados evidenciam o crescimento da telefonia móvel no Brasil, em particular a tecnologia GSM.

Capítulo V

Simulação e Análise de Resultados

As simulações utilizando Matlab estão descritas no Apêndice Código Fonte. Este presente capítulo descreve os pontos tidos como essenciais para a compreensão do programa implementado e dos resultados destacados.

1 Antena

Como fonte de onda eletromagnética não-ionizante optou-se por uma antena dipolo de meia-onda ($\lambda/2$), com dimensão variável conforme frequência de trabalho. As frequências utilizadas nas simulações foram 800, 900 e 1800 MHz. A Figura V-1 ilustra tal antena com as respectivas variáveis utilizadas no programa, onde l é o comprimento do dipolo.

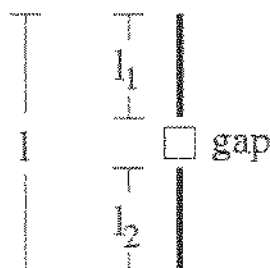


Figura V-1: Dipolo

Os comprimentos da antena l dados em metros (m) utilizados foram 0,186, 0,166 e 0,082 para as frequências de 800, 900 e 1800 MHz, respectivamente, sendo que o *gap* considerado foi 0,002 m para todas as antenas. Tal *gap* corresponde a uma célula.

incremento espacial, da amostra total considerada no modelo.

Foram utilizadas diferentes coordenadas para o posicionamento da antena, garantindo assim a centralização do *gap* na direção Z. As coordenadas cartesianas xyz utilizadas para o *gap* foram (21, 11, 52) para a frequência de 800 MHz, (21, 11, 47) para a frequência de 900 MHz e (21, 11, 26) para a frequência de 1800 MHz.

1.1 Parâmetros da Antena

As Tabelas V-1, V-2 e V-3, mostram os valores da amplitude do sinal da fonte de excitação senoidal A_s expressa em volts (V), o módulo da impedância $|Z|$ em ohms (Ω), a resistência R_r em ohms (Ω) e a reatância X_r em ohms (Ω).

Tabela V-1: Parâmetros da Antena para frequência de 800 MHz

Frequência 800 MHz								
Tecido	Distância 1,2 cm				Distância 2,0 cm			
	A_s (V)	$ Z $ (Ω)	R_r (Ω)	X_r (Ω)	A_s (V)	$ Z $ (Ω)	R (Ω) _r	X_r (Ω)
Pele Seca	9,38	58,95	47,43	35,04	9,11	53,30	41,11	33,72
Osso	10,16	68,51	54,54	41,53	10,16	59,26	47,28	35,63
Cartilagem	9,35	58,85	47,50	34,78	9,35	58,85	41,08	33,55
M. Branca	9,36	59,33	48,19	34,64	9,36	53,29	41,46	33,29
M. Cinzenta	9,29	57,91	46,58	34,43	9,29	52,72	40,44	33,59
Sangue	9,27	57,08	45,49	34,50	9,27	52,44	39,79	33,89

Tabela V-2: Parâmetros da Antena para frequência de 900 MHz

Frequência 900 MHz								
Tecido	Distância 1,2 cm				Distância 2,0 cm			
	A_s (V)	$ Z $ (Ω)	R_r (Ω)	X_r (Ω)	A_s (V)	$ Z $ (Ω)	R (Ω) _r	X_r (Ω)
Pele Seca	6,37	60,74	45,47	40,92	6,47	57,99	40,07	42,14
Osso	6,83	70,77	53,75	46,83	6,56	63,35	46,58	43,49
Cartilagem	6,36	60,61	49,49	40,69	6,47	57,87	40,03	42,00
M. Branca	6,35	61,01	46,10	40,62	6,45	57,95	40,35	41,82
M. Cinzenta	6,31	59,66	44,66	40,18	6,46	57,39	39,41	41,89
Sangue	6,29	58,7	43,41	40,12	6,49	57,09	38,66	42,13

Tabela V-3: Parâmetros da Antena para frequência de 1800 MHz

Frequência 1800 MHz								
Tecido	Distância 1,2 cm				Distância 2,0 cm			
	A_s (V)	$ Z $ (Ω)	R_r (Ω)	X_r (Ω)	A_s (V)	$ Z $ (Ω)	R (Ω) _r	X_r (Ω)
Pele Seca	5,68	67,80	35,62	56,86	6,29	86,17	46,84	72,42
Osso	5,53	75,34	46,44	59,20	6,06	87,32	51,86	70,35
Cartilagem	5,69	67,67	35,37	56,85	6,30	86,16	46,72	72,48
M. Branca	5,67	67,87	35,99	56,73	6,28	86,11	46,98	72,28
M. Cinzenta	5,65	66,23	33,78	56,07	6,33	85,77	45,82	72,77
Sangue	5,81	65,95	32,22	56,40	6,39	86,11	45,40	73,25

Os valores de $|Z|$, R_r e X_r foram calculados através de uma primeira simulação na qual é obtido o valor da amplitude necessária para garantir que a potência média fosse ajustada para valores pré-determinados. Os valores de potência média utilizados foram 600 mW para 800 MHz, 250 mW para 900 MHz e 125 mW para 1800 MHz, esse valores foram escolhidos por serem a potência média de trabalho de celulares GSM que operam nessas faixas de frequência.

A verificação gráfica para a potência média pode ser observada conforme Figuras V-2, V-3 e V-4. As quais exemplificam alguns dos valores desejados para um dado tecido, numa dada frequência e distância da antena.

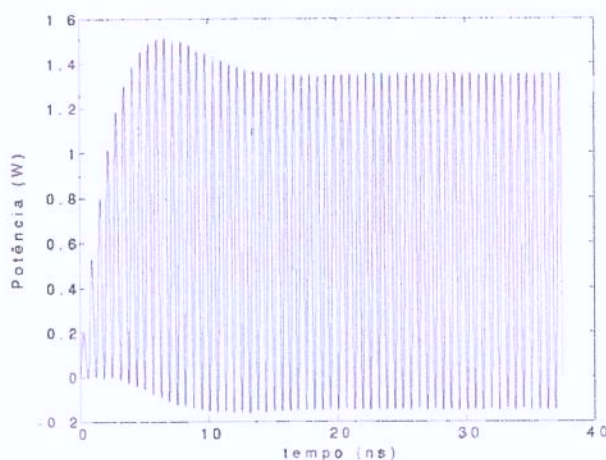


Figura V-2: Gráfico da Potência para tecido Osso, 800 MHz, distância 1,2 cm e 600 mW.

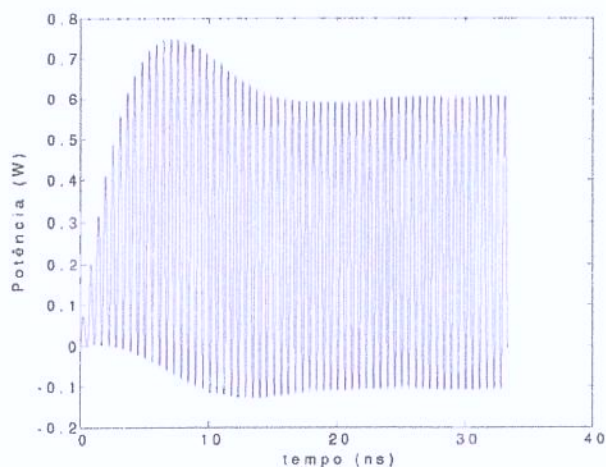


Figura V-3: Gráfico da Potência para tecido Massa Branca, 900 MHz, distância 2,0 cm e 250 mW.

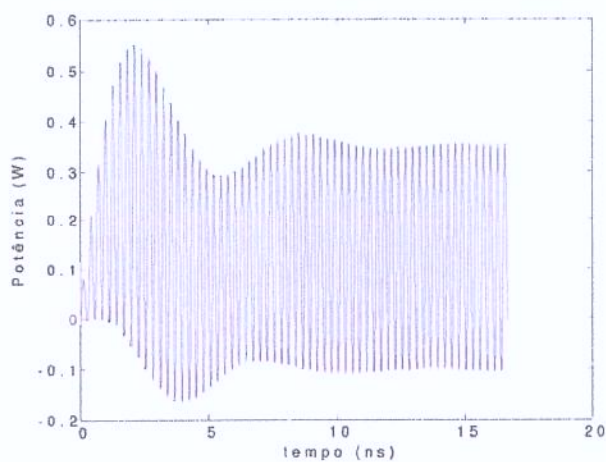


Figura V-4: Gráfico da Potência para tecido Pele Seca, 1800 MHz, distância 2,0 cm e 125 mW.

2 Modelo Geométrico contendo Amostra de Material Biológico

Graficamente a amostra total considerada para ser discretizada com uma resolução de 2 mm está na Figura V-5. O cubo central consiste no material biológico, neste caso

tecidos presentes no corpo humano, e tem como tamanho 3 cm x 3 cm x 3 cm.

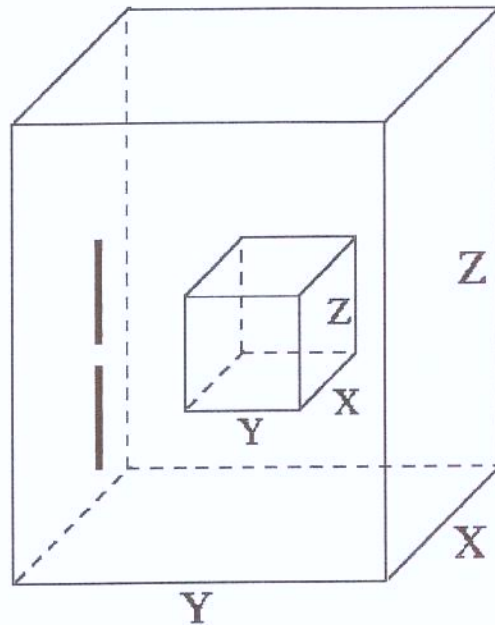
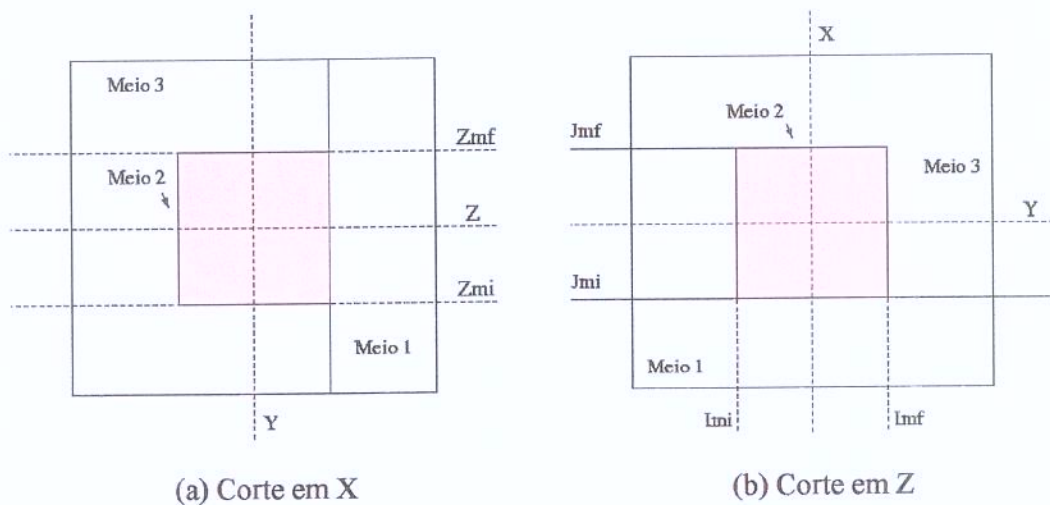
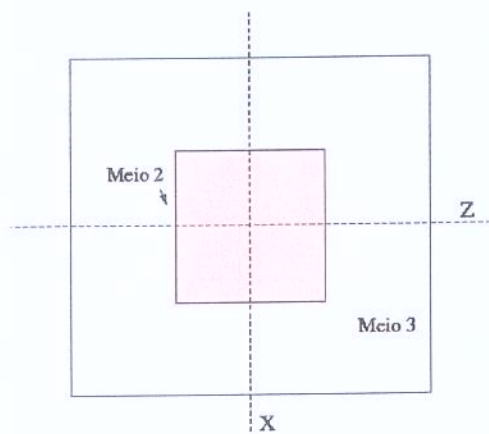


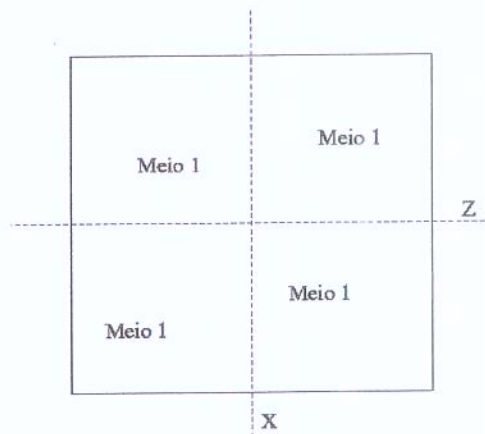
Figura V-5: Antena Dipolo de meia-onda e Tecido.

O método usado é FDTD para três dimensões, tendo Mur de primeira ordem nas bordas com espessura igual a duas células em xyz . Uma melhor compreensão da localização dos meios existentes no modelo pode observada através da Figura V-6.





(c) Corte em Y



(d) Corte em Y, meio 1

Figura V-6: Perspectivas dos planos utilizados na extração de resultados

Tais perspectivas demonstram a existência do meio 1, ar, cujos parâmetros são $\sigma = 0$ S/m e $\epsilon_r = 1$ para todas as frequências. O meio 2 que é o tecido cujos parâmetros estão listados nas tabelas V-1 para 800 MHz, V-2 para 900 MHz e V-3 para 1800 MHz. Meio 3, absorvente ideal, cujos parâmetros são $\sigma = 2,8$ S/m e $\epsilon_r = 20$.

A opção de trabalhar com três meios surgiu do fato de se tentar eliminar ao máximo possível o efeito indesejável de reflexão. Quando é considerado em simulações somente o ar como envoltória do tecido, obtém-se níveis de reflexão muito altos, apesar de aplicar Mur de primeira ordem. Portanto, este trabalho tem a particularidade de modelar os efeitos dos campos eletromagnéticos no tecido com um meio-termo das propostas existentes na literatura de Mur [23] e Bérenger [30].

Para cada tecido os valores dos planos X e Y são os mesmos, pois sempre o cubo de tecido permanece na mesma posição. Entretanto as coordenadas em Z mudam conforme a frequência de trabalho da antena. A Tabela V-4 tem os valores numéricos para as Figuras V-6(a) e V-6(b) correspondentes a uma distância de 1,2 cm e 2,0 cm entre antena e tecido.

A Figura V-6(c) representa o corte no plano Y que ocorre entre o intervalo de J_{mi} e J_{mf} . E a figura V-6(d) representa o corte no plano Y, meio 1, que ocorre entre 0 e J_{mi} .

Tabela V-4: Coordenadas da amostra analisada

Coordenadas	Frequências		
	800 MHz	900 MHz	1800 MHz
Zmi	45	40	19
Zmf	59	54	33
Jmi	18	18	18
Jmf	32	32	32
Imi	14	14	14
Imf	28	28	28

2.1 Discretização do Modelo Geométrico

A Figura V-7 ilustra uma visão geral dos campos eletromagnéticos ao longo da amostra, sendo que os pontos são campos magnéticos e as linhas são campos elétricos. Note que sempre existe uma linha de campo elétrico a mais do que o número existente de pontos do campo magnético.

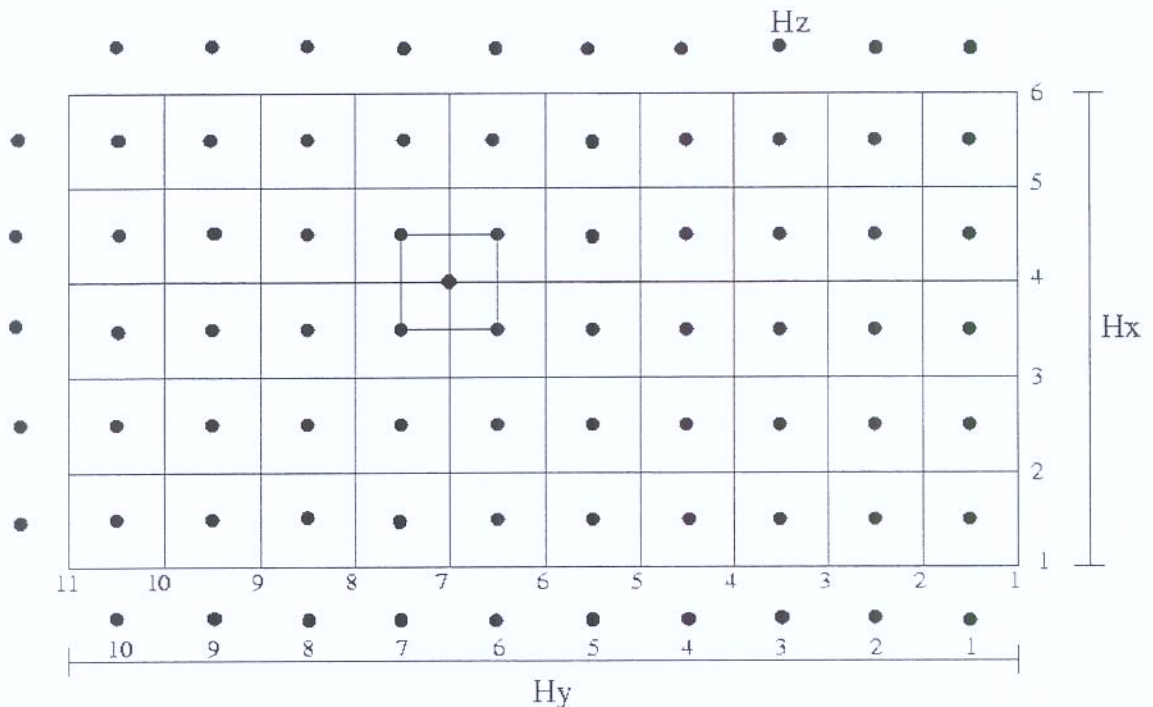


Figura V-7: Distribuição dos Campos na malha FDTD em 3D, visão superior

O passo utilizado na discretização de resolução 2 mm percorrerá cada célula conforme Figura V-8.

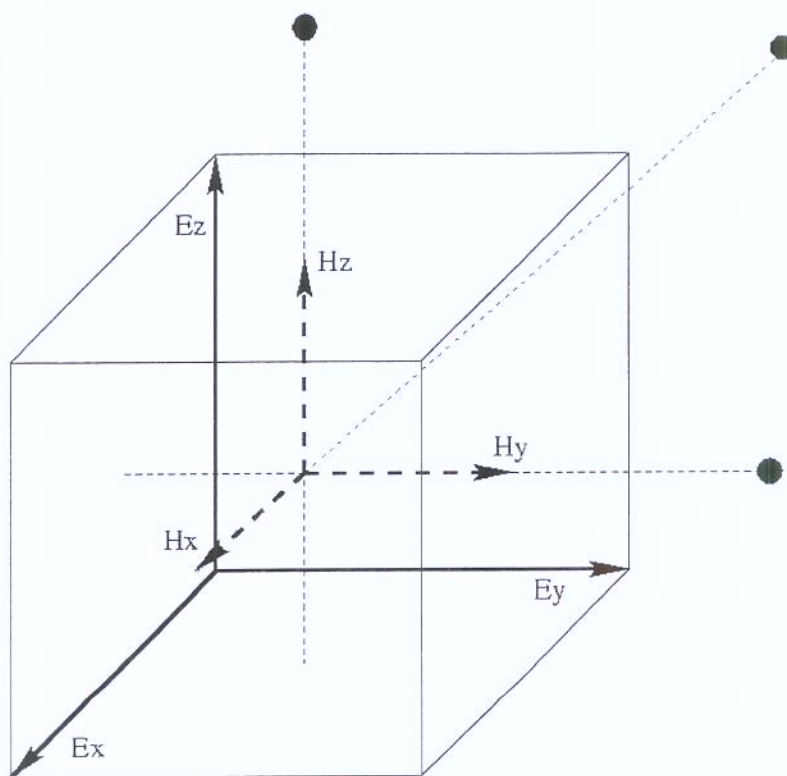


Figura V-8: Visão 3D dos Campos existentes numa Célula Unitária

Conforme descrito no capítulo III, equações (III-13) e (III-14), os campos E_x , E_y , E_z , H_x , H_y e H_z são calculados em todas as posições geométricas a cada iteração. A complexidade deste cálculo consiste na necessidade de haver uma atualização nos campos a cada passo realizado seja para os campos elétricos como para os campos magnéticos. Pois, a intensidade de campo é determinada conforme ocorre a propagação da onda eletromagnética não-ionizante.

Para ilustrar tal fato a Figura V-9 contém coordenadas expressas em X e Y para os cálculos realizados na determinação de Ez. Sendo que tal representação gráfica é aplicável a qualquer campo, mudando obviamente o termo E por H e H por E.

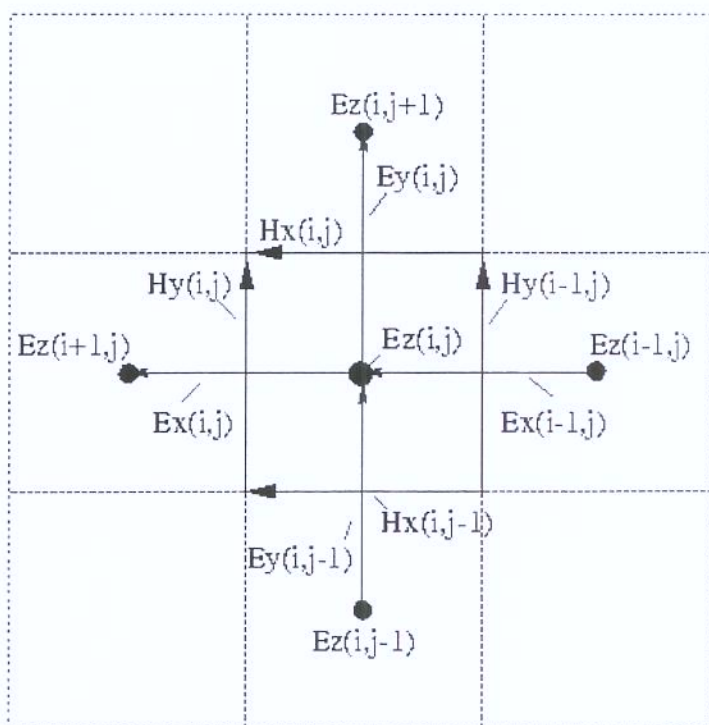


Figura V-9: Distribuição dos Campos ao redor de E_z

Com uma visão mais simplificada é possível observar através da Figura V-10, cujo campo E_z para um dado instante é obtido pela equação (III-13). Ou seja, o campo elétrico num dado instante é calculado através da soma do campo elétrico no instante anterior com as diferenças entre os campos magnéticos existentes. Por exemplo: $E_z + K [(H_{x_2} - H_{x_1}) + (H_{y_2} - H_{y_1})]$, onde K é uma constante que advém das equações de Maxwell;

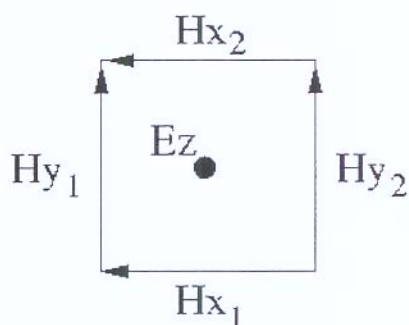


Figura V-10: Campos Magnéticos ao redor de uma Célula

3 Absorção e espalhamento devido à radiação

Conforme citado anteriormente o modelo utilizado neste trabalho é composto por três meios diferentes. Podemos classificá-los através da Tabela II-2 a qual contém as faixas à serem consideradas. As propriedades dielétricas utilizadas estão indicadas nas Tabelas IV-1, IV-2 e IV-3.

O Meio 1 (ar) é classificado como um meio dielétrico, valor numérico da relação $\sigma/\omega\epsilon$ igual a zero. O Meio 2 (tecido) é classificado como um meio quase-condutor e os valores numéricos da relação $\sigma/\omega\epsilon$ estão expressos na Tabela V-5. O Meio 3 (meio absorvente) é classificado como um meio quase-condutor, valores numéricos da relação $\sigma/\omega\epsilon$ iguais a 3,147 para 800 MHz, 2,797 para 900 MHz e 1,398 para 1800 MHz.

Tabela V-5: Valores numéricos para relação $\sigma/\omega\epsilon$

Tecido	800 MHz	900 MHz	1800 MHz
Pele Seca	0,446	0,376	0,304
Osso	0,236	0,229	0,233
Cartilagem	0,386	0,366	0,319
Massa Branca	0,321	0,304	0,247
Massa Cinza	0,380	0,357	0,278
Sangue	0,545	0,501	0,344

Com relação ao fator de atenuação α e fator de fase β a Tabela V-6 contém os valores para os tecidos do Meio 2, neste caso para 800 MHz. Tais valores podem ser reproduzidos através das equações (II-10) e (II-11), expressas no capítulo II.

Para o Meio 1, os valores são $\alpha = 0$ e $\beta = 16,755$ rad/m, ou seja $\beta = 2\pi / \lambda$. Portanto o ar é um meio dielétrico considerado perfeito, conforme citado nas equações (II-12).

O Meio 3 tem como valores $\alpha = 80,424$ Np/m e $\beta = 109,956$ rad/m para 800 MHz. Ou seja, apresenta o maior valor de α entre todos os meios considerados. Implicando numa atenuação maior e desejável para minimizar e/ou extirpar as reflexões indesejáveis.

Tabela V-6: Fator de Atenuação e Fator de Fase

Frequência 800 MHz		
Tecido	α (Np/m)	β (rad/m)
Pele Seca	23,679	111,182
Osso	6,950	59,807
Cartilagem	20,835	111,937
Massa Branca	16,649	106,355
Massa Cinzenta	22,848	124,467
Sangue	34,683	136,191

O reflexo do fator de atenuação ocorre de tal forma que os campos elétricos rms gerados são maiores quando menores forem os α . Por exemplo, em 800 MHz, o osso apresenta um valor máximo aproximado de campo elétrico rms igual a 130 V/m e $\alpha = 6,950$ Np/m, enquanto a cartilagem apresenta um valor máximo aproximado de campo elétrico rms igual a 80 V/m e $\alpha = 20,835$ Np/m. Ver Tabela V-6 e Figura V-12.

A tabela IV-4, contém os valores recomendados pelas agências ICNIRP, CENELEC e ANSI / IEEE. As taxas de absorção para cada tecido considerado neste trabalho estão numericamente nas Tabelas V-7, V-8 e V-9.

Tabela V-7: Valores de SAR 1g e 10g para frequência de 800 MHz

Frequência 800 MHz , 600 mW				
Tecido	Distância 1,2 cm		Distância 2,0 cm	
	SAR 1g	SAR 10g	SAR 1g	SAR 10g
Pele Seca	5,947	3,778	4,365	2,902
Osso	1,254	0,854	1,067	0,749
Cartilagem	5,000	3,295	3,901	2,686
Massa Branca	4,462	3,019	3,541	2,497
Massa Cinzenta	5,563	3,575	4,265	2,874
Sangue	7,598	4,435	5,567	3,485

A SAR instantânea obtida para o tecido Osso na frequência de 800 MHz, potência média de 600 mW e distância da antena de 2,0 cm, corte em $Z = 52$ pode ser observado na Figura V-11. Note que o valor considerado no corte em Z é exatamente onde está localizado o *gap* da antena, ou seja, para este plano a SAR instantânea apresentará os valores de 0 até 3 cm do tecido, os quais correspondem a uma maior potência.

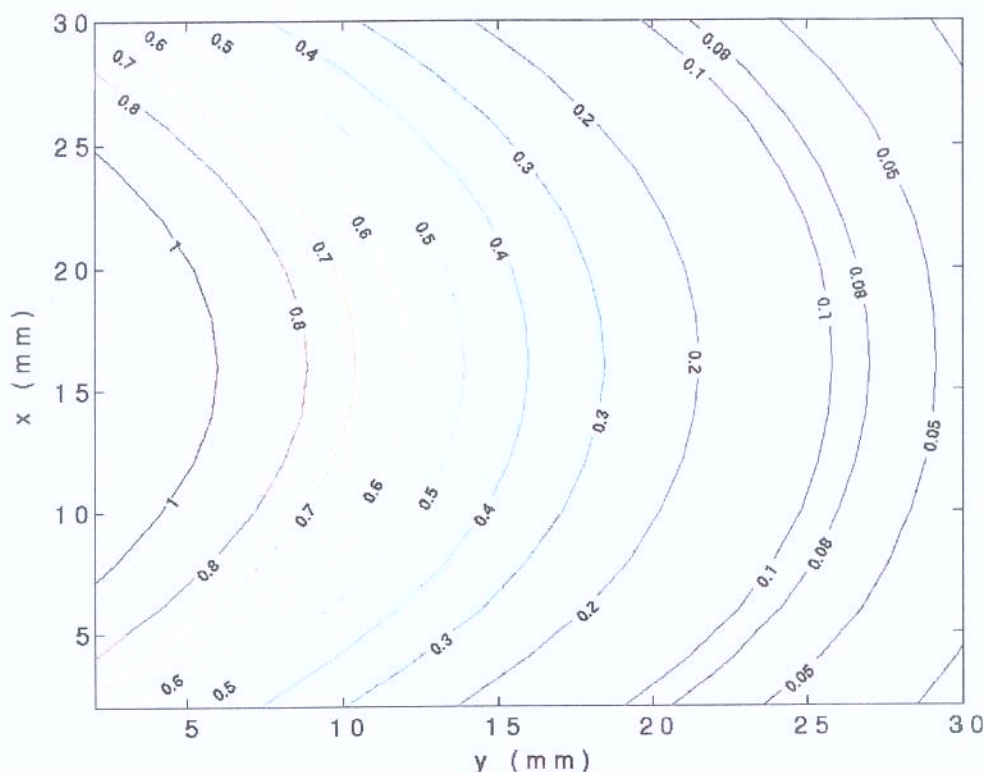
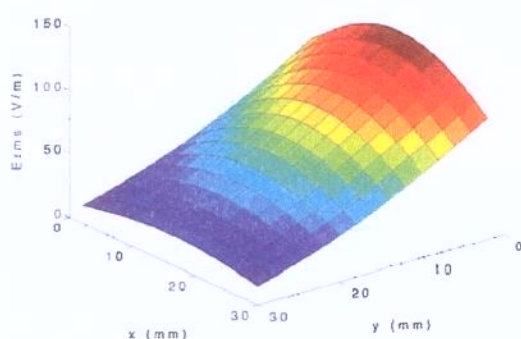


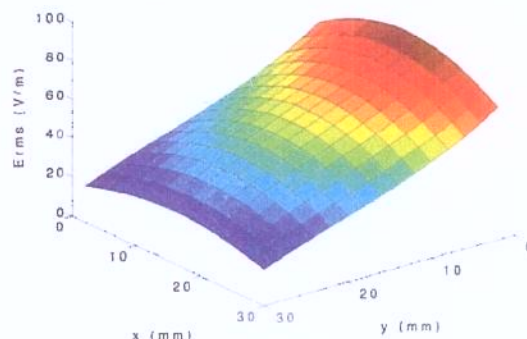
Figura V-11: SAR instantânea para o Tecido Osso, 800 MHz e distância 2 cm

Os valores da Figura V-11 não podem ser comparados com os limites máximos previstos e tabelados pelas agências, pois a forma correta de analisar se os valores da SAR atendem os limites é através do cálculo da SAR média volumétrica para massa de um grama ou de dez gramas. A não observância implica num erro de interpretação.

A Figura V-12 mostra os gráficos de campos elétricos rms para o corte em $Z = 42$, coordenada onde localiza-se o *gap* da antena, a partir desses gráficos nota-se que o campo sofre uma grande atenuação a medida que penetra no tecido.



(a) Osso



(b) Cartilagem

Figura V-12: Campo Elétrico rms, 800 MHz e distância 2 cm

Como um comentário geral sobre a tabela V-8, somente o tecido Osso satisfaz os níveis previstos pelas agências internacional, européia e americana.

A Tabela V-8 mostra os valores obtidos para 900 MHz, 250 mW, da SAR média volumétrica dos tecidos considerados nas simulações.

Tabela V-8: Valores de SAR 1g e 10g para frequência de 900 MHz

Frequência 900 MHz , 250 mW				
Tipos de Tecido	Distância 1,2 cm		Distância 2,0 cm	
	SAR 1g	SAR 10g	SAR 1g	SAR 10g
Pele Seca	2,873	1,793	1,978	1,292
Osso	0,659	0,452	0,468	0,329
Cartilagem	2,443	1,576	1,689	1,139
Massa Branca	2,128	1,426	1,487	1,039
Massa Cinzenta	2,787	1,733	1,918	1,250
Sangue	3,783	2,151	2,257	1,529

Note que para todos os tecidos analisados a SAR média volumétrica apresentam algum valor que está na faixa descrita pelas agências. O destaque está para quando a

distância da antena com relação ao tecido é de 2,0 cm, pois todos os resultados são satisfatórios exceto para o Sangue com $SAR_{1g} = 2,257 \text{ W/kg}$.

A Tabela V-9 contém os valores da SAR média volumétrica para uma frequência de 1800 MHz e potência de 125 mW.

Tabela V-9: Valores de SAR 1g e 10g para frequência de 1800 MHz

Frequência 1800 MHz , 125 mW				
Tipos de Tecido	Distância 1,2 cm		Distância 2,0 cm	
	SAR 1g	SAR 10g	SAR 1g	SAR 10g
Pele Seca	3,626	2,031	1,418	0,848
Osso	★	★	0,459	0,335
Cartilagem	★	★	1,359	0,823
Massa Branca	3,049	1,791	1,208	0,752
Massa Cinzenta	★	★	1,346	0,851
Sangue	3,968	2,203	1,375	0,855

Na Tabela V-9 onde está ★ o programa apresentou problema de convergência. As figuras V-13, V-14 e V-15 demonstram graficamente a divergência.

A Figura V-13 ilustra o comportamento da tensão e corrente parametrizadas ao longo do tempo para o tecido Osso, note a instabilidade verificada via esta figura demonstra como ocorre valor indesejável principalmente para a corrente.

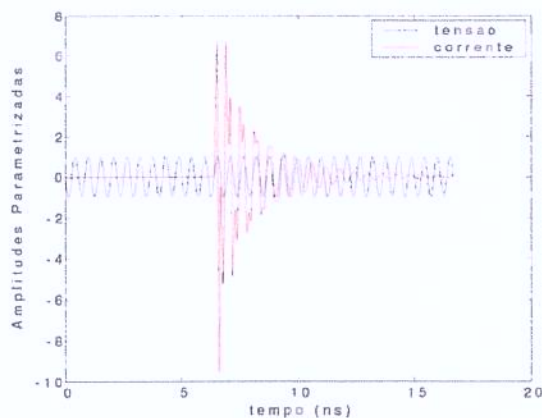


Figura V-13: Tensão e Corrente com Amplitudes Parametrizadas, tecido Osso, 1800 MHz e 125 mW

A Figura V-14 ilustra a distribuição de campo elétrico rms para o tecido Cartilagem, a ordem de 10^{34} impossibilita que qualquer valor de SAR seja aceitável.

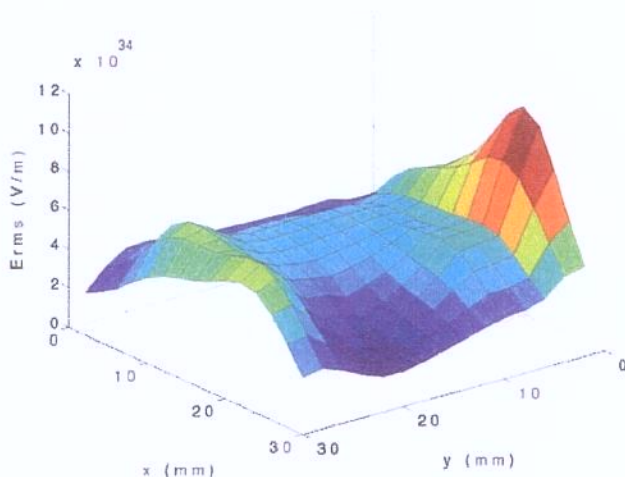


Figura V-14: Distribuição do Campo Elétrico rms em $Z = 26$, tecido Cartilagem, 1800 MHz e 125 mW

A Figura V-15 ilustra a potência existente para o tecido Massa Cinzenta; observe que ocorre um *overshoot* da ordem de 10^{30} que compromete os resultados das simulações neste tecido para esta distância de 1,2 cm.

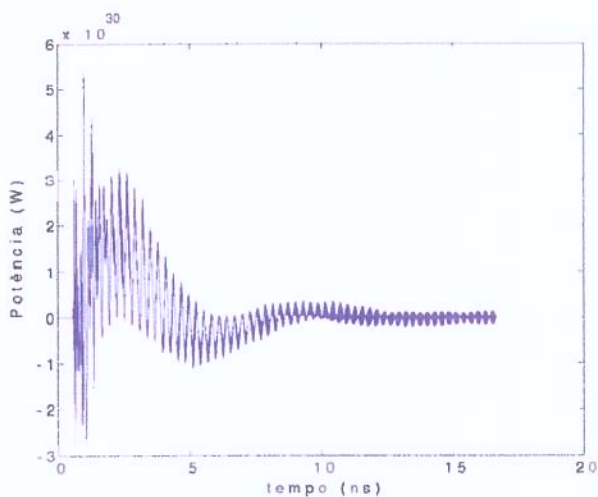


Figura V-15: Potência para o tecido Massa Cinzenta, 1800 MHz e 125 mW

Na Figura V-16 para o tecido Pele Seca, 1800 MHz e 125 mW, as amplitudes plotadas não apresentam oscilações divergentes, tanto é que um valor em regime permanente é obtido pelo simulador sem que ocorra problema de convergência. Prova disto são os valores para SAR média volumétrica satisfazerem todas as agências citadas anteriormente.

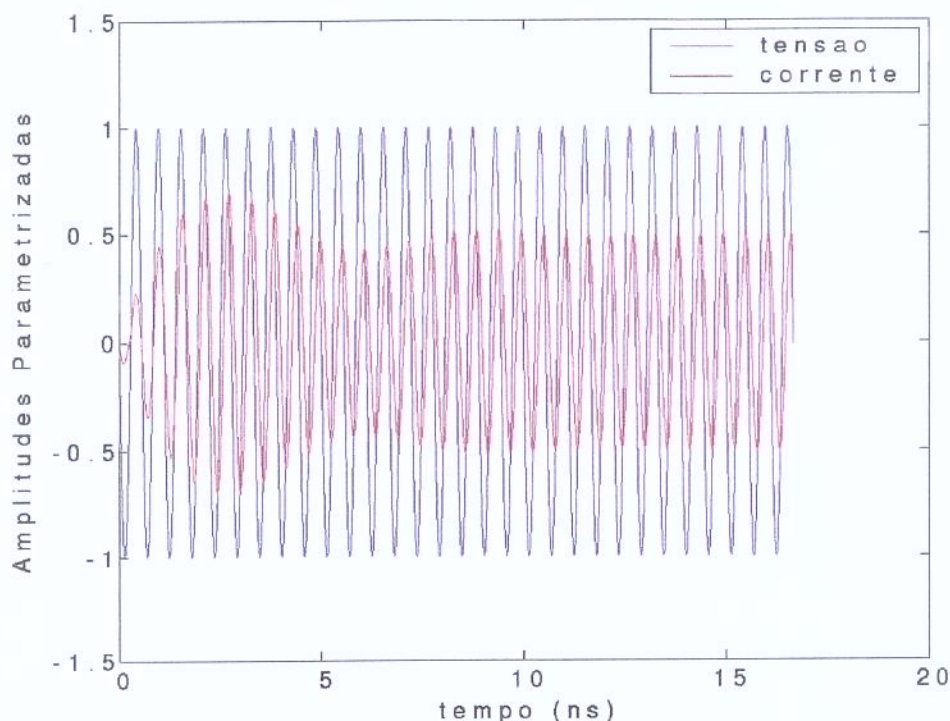


Figura V-16: Tensão e Corrente com Amplitudes Parametrizadas, tecido Pele Seca, 1800 MHz e 125 mW

Observe que na Tabela V-9, 1800 MHz e 125 mW, todos os valores obtidos para uma distância de 2 cm estão dentro dos limites determinados pelas agências.

4 Conclusões e Sugestões para Trabalhos Futuros

O desenvolvimento deste trabalho somente foi possível graças aos recursos hoje integrados tais como acervo das bibliotecas da Unicamp e acesso aos principais periódicos

via internet. A ferramenta Matlab de programação, cada vez mais utilizada e documentada, proporcionou a economia de não depender diretamente da aquisição de uma ferramenta comercial específica para o objeto em estudo.

Os resultados apresentados neste documento estão consistentes com as publicações científicas consultadas.

Com relação ao modelo implementado está coerente no diz respeito ter uma massa de tecido consistente para extração da SAR média volumétrica de um grama e dez gramas, pois a amostra sempre ficou mantida em 3 cm x 3 cm x 3 cm.

Os valores numéricos confirmam que, apesar da facilidade em adquirir telefones celulares, determinados cuidados devem ser tomados durante sua utilização.

A distância entre aparelho e usuário são importantes para que os níveis da taxa de absorção em tecidos humanos não extrapolem os valores regulamentados e recomendados pelas agências. Entretanto, estas mesmas agências não chegam a sugerir explicitamente tal distância, talvez a dificuldade esteja na particularidade do vício na postura de cada usuário. Somente lendo as regulamentações observa-se que os valores estão associados a uma distância de 2,5 cm até 3,0 cm, mas quando notamos qualquer usuário falando num aparelho estas distâncias não refletem a realidade do nosso cotidiano.

Uma recomendação importante é a não permanência de aparelhos celulares junto ao corpo já que quanto menor a distância entre a antena e o tecido maior será a taxa de absorção específica.

O problema detectado para a frequência de 1800 MHz ainda não está totalmente esclarecido, pois um fato inegável são os valores que provocaram uma não convergência do programa que até então não haviam surgido para as outras frequências simuladas. A total invalidação seria prematura, pois na realidade serve como objeto de investigação para outros trabalhos que partam destes resultados.

Como sugestão para o programa que está listado no Apêndice é alterar a resolução de 2 mm para um valor maior, e verificar se a não convergência ainda permanece. É interessante no futuro desenvolver uma interface de extração gráfica mais amigável para o usuário; atualmente o programa somente armazena dados. Assim como analisar a variação de temperatura para cada tecido, pois a literatura afirma que danos fisiológicos irreversíveis

foram observados em roedores e outros mamíferos com um acréscimo de poucos graus centígrados.

Uma outra sugestão é implementar um novo programa que permita várias camadas de tecidos, ou seja, simular dimensões reais de transição entre tecidos de alguma parte do corpo humano.

Para trabalhos futuros um novo modelo que incorpore a proposta de Bérenger, PML, pode gerar resultados interessantes para serem comparados.

Referências Bibliográficas

- [1] Kraus, J. D. and Fleisch, D. A., "Electromagnetics with applications", *Mc-Graw Hill*, 1999.
- [2] Chew, W. C., "Waves and Fields in Inhomogeneous Media", *IEEE Press Series on Electromagnetic Waves*, 1995.
- [3] Hayt, W. H., Jr., "Eletromagnetismo", *Livros Técnicos e Científicos*, 1983.
- [4] Cisneros, J. I., "Ondas eletromagnéticas: fundamentos e aplicações", *Editora da Unicamp*, 2001.
- [5] Ribeiro, J. A. J., "Propagação de ondas eletromagnéticas: princípios e aplicações", *Editora Érica*, 2004.
- [6] Halliday, D., Resnick, R. and Walker, J., "Fundamentals of Physics: Extended", *John Wiley & Sons*, 2001.
- [7] Baranauskas, V., "O Celular e Seus Riscos", 2001, Campinas, SP.
- [8] Yee, K. S., "Numerical Solution of Initial Boundary Value Problems Involving Maxwell's Equations in Isotropic Media", *IEEE Trans. Antennas and Propagation*, vol. AP-4, pp. 302-307, May 1966.
- [9] Shlager, K. L. and Schneider, J. B., "A selective survey of the finite-difference time-domain literature", *IEEE Trans. Antennas and Propagation*, vol. 37, pp. 39-45, Aug. 1995.
- [10] <http://www.fctd.org/Bibtex-db/stats.pl>, último acesso em 25/07/2005.

- [11] Taflove, A. and Hagness, S. C., "Computational Electrodynamics: The finite-difference time-domain method", *Artech House*, 2000.
- [12] Umashankar K. and Taflove, A., "A novel method to analyse electromagnetic scattering of complex objects", *IEEE Trans. Electromagnetic Compatibility*, vol. EMC-24, pp. 397-405, Nov. 1982.
- [13] Maloney, J. G., Smith, G. S. and Scott, W. R., Jr., "Accurate computation of the radiation from simple antennas using the finite-difference time-domain method", *IEEE Trans. Antennas and Propagation*, vol. 38, pp. 1059-1065, Jul. 1990.
- [14] Katz, D. S., Taflove, A., Picket-May, M. J., and Umashankar, K. R., "FDTD analysis of electromagnetic wave radiation from system containing horn antennas", *IEEE Trans. Antennas and Propagation*, vol. 39, pp. 1203-1212, Aug. 1991.
- [15] Tirkas, P. A., and Balanis, C. A., "Finite-Difference time-domain technique for radiation by horn antennas", *1991 IEEE Antennas and Propagation Society International Symposium Digest*, vol. 3, pp. 1750-1753, Jun. 1991.
- [16] Gandhi, O. P., Lazzi, G. and Furse, C., "Electromagnetic Absorption in human head and neck for mobile telephones at 835 and 1900 MHz", *IEEE Trans. Microwave Theory Tech.*, vol. 44, No. 10, pp. 1884-1897, Oct. 1996.
- [17] Taflove, A. and Brodwin, M. E., "Computation of the electromagnetic fields and induced temperatures within a model of the microwave-irradiated human eye", *IEEE Trans. Microwave Theory Tech.*, vol. MTT-23, pp. 888-896, Nov. 1975.
- [18] Sullivan, D. M., Gandhi, O. P. and Taflove, A., "Use of the finite-difference time-domain method for calculating EM absorption in man models", *IEEE Trans. Biomedical Engineering*, vol. 35, pp. 179-185, Mar. 1988.

- [19] Taflove, A. and Brodwin, M. E., "Numerical solution of steady-state electromagnetic scattering problems using the time-dependent Maxwell's equations", *IEEE Trans. Microwave Theory Tech.*, vol. MTT-23, pp. 623-630, Aug. 1975.
- [20] Holland, R., "Threde: a free-field EMP coupling and scattering code", *IEEE Trans. Nuclear Science*, vol. 24, pp. 2416-2421, Dec. 1977.
- [21] Kunz, K. S. and Lee, K. M., "A three-dimensional finite-difference solution of the external response of an aircraft to a complex transient EM environment I: The method and its implementation", *IEEE Trans. Electromagnetic Compatibility*, vol. 20, pp. 328-333, 1978.
- [22] Taflove, A., "Application of the finite-difference time-domain method to sinusoidal steady-state electromagnetic penetration problems", *IEEE Trans. Electromagnetic Compatibility*, vol. 22, pp. 191-202, Aug. 1980.
- [23] Mur, G., "Absorbing Boundary Conditions for the finite-difference approximation of the time-domain electromagnetic-field equations", *IEEE Trans. Electromagnetic Compatibility*, vol. EMC-23, pp. 377-382, Nov. 1981.
- [24] Taflove, A. and Umashankar K., "Radar cross section of general three-dimensional scatterers", *IEEE Trans. Electromagnetic Compatibility*, vol. EMC-25, pp. 433-440, Nov. 1983.
- [25] Kriegsmann, G. A., Taflove, A. and Umashankar K., "A new formulation of electromagnetic wave scattering using an on-surface radiation boundary condition approach", *IEEE Trans. Antennas and Propagation*, vol. 35, pp. 153-161, Feb. 1987.

- [26] Moore, T. G., Blaschak J. G., Taflove, A. and Kriegsmann, G. A., "Theory and application of radiation boundary operators", *IEEE Trans. Antennas and Propagation*, vol. 36, pp. 1797-1812, Dec. 1988.
- [27] Kashiwa, T. and Fukai, I., "A treatment by FDTD method of dispersive characteristic associates with electronic polarization" *Microwave and Optics Technologies Letters*, vol. 3, pp. 203-205, 1990.
- [28] Lubbers, R., Hungsberger, F., Kunz, K., Standler, R. and Schneider, M., "A frequency-dependent finite-difference time-domain formulation for dispersive materials", *IEEE Trans. Electromagnetic Compatibility*, vol. 32, pp. 222-229, Aug. 1990.
- [29] Joseph, R. M., Hagness, S. C. and Taflove, A., "Direct time integration of Maxwell's equations in linear dispersive media with absorption for scattering propagation of femtosecond electromagnetic pulse", *Optics Letters*, vol 26, pp. 1412-1414, Sep. 1991.
- [30] Bérenger, J. P., "A perfectly matched layer for absorption of electromagnetic waves", *J. Computational Physics*, vol. 114, pp. 185-200, Oct. 1994.
- [31] Katz, D. S., Thiele, E. T. and Taflove, A., "Validation and extension to three dimensions of the Berenger PML absorbing boundary condition for FDTD meshes", *IEEE Microwave and Guided Wave Letters*, vol. 4, pp. 268-270, Aug. 1994.
- [32] Taflove, A., "Review of the formulation and applications of the finite-difference time-domain method for numerical modeling of electromagnetic wave interactions with arbitrary structures", *Wave Motion*, vol. 10, pp. 247-582, May 1988.
- [33] Sadiku, M. N. O., "Numerical techniques in electromagnetics", *CRC Press*, 1992.

- [34] Taylor C. D., Lam D-H and Shumpert, T. H., "Electromagnetic pulse in time-varying inhomogeneous media", *IEEE Trans. Antennas and Propagation*, vol. AP-17, pp. 585-589, Sept. 1969
- [35] Bérenger, J. P., "A three-dimensional perfectly matched layer for the absorption of electromagnetic waves", *J. Computational Physics*, vol. 127, pp. 363-379, Jan. 1996.
- [36] Durney, C.H., Massoudi, H. and Iskander, M.F. "Radiofrequency Radiation Dosimetry Handbook", United States Air Force Research Laboratory Technical Report USAFSAM-TR-85-73, *Brooks Air Force Base*, 4th ed., 1986, Texas USA.
- [37] Federal Communication Commission (FCC). "Questions and Answers about Biological Effects and Potential Hazards of Radio-Frequency Electromagnetic Fields". OET Bull. 56. Aug. 1999.
- [38] O.P. Gandhi, "Biological Effects and Medical Applications of RF Electromagnetic Fields". *IEEE Transactions on Microwave Theory and Techniques*, vol. 30, pp. 1831-1847, 1982.
- [39] Johnson, Curtis C., and Guy, W. Arthur. "Nonionizing Electromagnetic Wave Effects in Biological Material and Systems". *Proceedings of the IEEE*, vol.60, N° 6, June 1972, pp. 693-719.
- [40] <http://www.prorad.com.br/pro/rni.pdf>, último acesso em 11/08/2005.
- [41] <http://niremf.ifac.cnr.it/tissprop/>, último acesso em 11/08/2005

- [42] Salles, A. A., Fernández, C. R e Bonadiman, M. "Simulações da SAR na cabeça e antenas planares para telefones móveis". *Revista Brasileira de Engenharia Biomédica*, vol.10, Nº 2, pp.77-90, Agosto 2003.
- [43] Federal Communication Commission (FCC). "Evaluating Copliance with FCC Guidelines for Human Exposure to Radiofrequency Electromagnetic Fields - Additional Information for Evaluating Compliance of Mobile and Portable Devices with FCC Limits for Human Exposure to Radiofrequency Emissions". OET Bull. 65c. June. 2001.
- [44] <http://www.teleco.com.br/>, último acesso em 11/08/2005.
- [45] <http://www.anatel.gov.br/>, último acesso em 10/08/2005.

Apêndice Código Fonte

Programa simulador_fdttd_3d

```
%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%
%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%      Comentários      %%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%
% Tem como entrada a frequência e o tipo de tecido
% Nesse caso, a frequência poderá ser de 800 MHz, 900 MHz ou 1.8 GHz.
% Os tipos de tecidos analisados são pele seca (pseca), cartilagem
% (cart), osso (osso), massa cinzenta (mcinz), massa branca (mbran)
% e sangue (sang).

function sim3D(f, tecido, Amp);

% Define número de ciclos para a simulação
Nc = 30;

% Parâmetros do meio 1 (ar)
sig1 = 0;
e_r1 = 1;

% Parâmetros para o meio 3 (absorvente)
sig3 = 2.8;
e_r3 = 20;

% Parâmetros do meio para análise através da tabela
[sig2, e_r2, ro] = tabela(f, tecido);

% Permeabilidade, permissividade e velocidade da luz no vácuo
u_o = 4*pi*1e-7;
```

```

e_o = 8.854e-12;
c_o = 1/sqrt(u_o*e_o);

% Análise de propagação para meio2 e meio 3
omega = 2*pi*f;
gama2 = sqrt((i*omega*u_o)*(sig2+i*omega*e_r2*e_o));
gama3 = sqrt((i*omega*u_o)*(sig3+i*omega*e_r3*e_o));
alfa2 = real(gama2);
alfa3 = real(gama3);
beta2 = imag(gama2);
beta3 = imag(gama3);
lambda2 = 2*pi/beta2;
lambda3 = 2*pi/beta3;
fp2 = 1/alfa2;
fp3 = 1/alfa3;
vf2 = omega/beta2;
vf3 = omega/beta3;

% Delta de espaço (Dx) e de tempo (Dt) e numero de iterações N
Dx = 0.002;
Dt = Dx/(2*c_o);
N = ceil(Nc/(f*Dt))

% Excitação
Te = Amp/Dx;
t = 0:Dt:N*Dt;
Es = Te*sin(2*pi*f*t);
Vi = -Es*Dx;
Ii(1) = 0;

% Dimensão em células da antena, da camada absorvente,

```

```

% do meio 2 e da camada de ar (em y)
dant = antenac(c_o, f, Dx);
dim = 15;

% Teste da dimensão em z
K1 = dant + 10;
K2 = dim + 14;

% Número de células em x, y e z
I = 41;
J = 44;
K = max(K1,K2);

% Posição do gap da antena em x, y e z
is = 21;
js = 11;
zs = ceil(K/2);

% Posições de fronteira do meio de análise, considerando dimensão de
% dim células
imi = 14;           imf = imi + dim - 1;
jmi = 18;           jmf = jmi + dim - 1;
zmi = zs - floor(dim/2);  zmf = zmi + dim - 1;

% Dipolo fino - Sensibilidade ao raio
r = 0.125*Dx;
R = 2*Dl/(u_o*Dx*log(Dx/r));

% Especificação do tamanho da antena
[I1 I2] = antena2(zs,dant);

```

```

% Variáveis auxiliares para a atualização dos campos
% magnéticos e para a condição absorvente de Mur de primeira ordem
B = Dv/(u_o*Dx);
C = (c_o*Dt - Dx)/(c_o*Dt + Dx);

% Variáveis auxiliares para aquisição de dados de campo
id1 = 1;
id2 = 1;
n2 = N/2;
np = 50;
Dv = floor(n2/np);

% Variáveis auxiliares para a atualização de campos nos 3 meios
Ca1 = (1 - (Dt*sig1)/(2*e_r1*e_o))/(1 + (Dt*sig1)/(2*e_r1*e_o));
Cb1 = (Dt/(Dx*e_r1*e_o))/(1 + ((Dt*sig1)/(2*e_r1*e_o)));
Ca2 = (1 - (Dt*sig2)/(2*e_r2*e_o))/(1 + (Dt*sig2)/(2*e_r2*e_o));
Cb2 = (Dt/(Dx*e_r2*e_o))/(1 + ((Dt*sig2)/(2*e_r2*e_o)));
Ca3 = (1 - (Dt*sig3)/(2*e_r3*e_o))/(1 + (Dt*sig3)/(2*e_r3*e_o));
Cb3 = (Dt/(Dx*e_r3*e_o))/(1 + ((Dt*sig3)/(2*e_r3*e_o)));

% Inicialização das variáveis de campo
Hx = zeros(1+1,J,K); Ex = zeros(1,J+1,K+1);
Hy = zeros(1,J+1,K); Ey = zeros(1+1,J,K+1);
Hz = zeros(1,J,K+1); Ez = zeros(1+1,J+1,K);
qH = zeros(1,J,K); qE = zeros(1,J,K);

% Variáveis para ABC de Mur primeira ordem nas três dimensões
Ex_ed = zeros(1,4,K+1); Ey_fp = zeros(4,J,K+1); Ez_ed = zeros(1+1,4,K);
Ex_is = zeros(1,J+1,4); Ey_is = zeros(1+1,J,4); Ez_fp = zeros(4,J+1,K);

for n=1:N

```

```
% Atualização dos Campos na Borda para ABC
```

```
Ex_ed(:,1:4,:) = Ex(:,[1:2 J:J+1],:);
```

```
Ex_is(:,:,1:4) = Ex(:,:[1:2 K:K+1]);
```

```
Ey_fp(1:4,,:) = Ey([1:2 I:I+1],:,:);
```

```
Ey_is(:,:,1:4) = Ey(:,:[1:2 K:K+1]);
```

```
Ez_ed(:,1:4,:) = Ez(:,[1:2 J:J+1],:);
```

```
Ez_fp(1:4,,:) = Ez([1:2 I:I+1],:,:);
```

```
% Cálculo de Ex para o meio 1 (ar), meio 2 (tecido) e meio 3 (absorvente)
```

```
AuxEx = Ex(imi:imf,jmi:jmf,zmi:zmf);
```

```
Ex(1:I,2:jmi-1,2:K) = Ca1*Ex(1:I,2:jmi-1,2:K) + Cb1*(Hz(1:I,2:jmi-1,2:K)...  
- Hz(1:I,1:jmi-2,2:K) - Hy(1:I,2:jmi-1,2:K) + Hy(1:I,2:jmi-1,1:K-1));
```

```
Ex(1:I,jmi:J,2:K) = Ca3*Ex(1:I,jmi:J,2:K) + Cb3*(Hz(1:I,jmi:J,2:K)...  
- Hz(1:I,jmi-1:J-1,2:K) - Hy(1:I,jmi:J,2:K) + Hy(1:I,jmi:J,1:K-1));
```

```
% Atualização de Ex no meio 2
```

```
Ex(imi:imf,jmi:jmf,zmi:zmf) = Ca2*AuxEx ...  
+ Cb2*(Hz(imi:imf,jmi:jmf,zmi:zmf) - Hz(imi:imf,jmi-1:jmf-1,zmi:zmf)...  
- Hy(imi:imf,jmi:jmf,zmi:zmf) + Hy(imi:imf,jmi:jmf,zmi-1:zmf-1));
```

```
% Cálculo de Ey para o meio 1 (ar), meio 2 (tecido) e meio 3 (absorvente)
```

```
AuxEy = Ey(imi:imf,jmi:jmf,zmi:zmf);
```

```
Ey(2:I,1:jmi-1,2:K) = Ca1*Ey(2:I,1:jmi-1,2:K) + Cb1*(Hx(2:I,1:jmi-1,2:K)...  
- Hx(2:I,1:jmi-1,1:K-1) - Hz(2:I,1:jmi-1,2:K) + Hz(1:I-1,1:jmi-1,2:K));
```

```
Ey(2:I,jmi:J,2:K) = Ca3*Ey(2:I,jmi:J,2:K) + Cb3*(Hx(2:I,jmi:J,2:K)...
```

- Hx(2:1,jmi:J,1:K-1) - Hz(2:1,jmi:J,2:K) + Hz(1:J-1,jmi:J,2:K));

% Atualização de Ey no meio 2

Ey(imi:imf,jmi:jmf,zmi:zmf) = Ca2*AuxEy ...

+ Cb2*(Hx(imi:imf,jmi:jmf,zmi:zmf) - Hx(imi:imf,jmi:jmf,zmi-1:zmf-1))...

- Hz(imi:imf,jmi:jmf,zmi:zmf) + Hz(jmi-1:imf-1,jmi:jmf,zmi:zmf));

% Cálculo de Ez para o meio 1 (ar), meio 2 (tecido) e meio 3 (absorvente)

AuxEz = Ez(imi:imf,jmi:jmf,zmi:zmf);

Ez(2:1,2:jmi-1,1:K) = Ca1*Ez(2:1,2:jmi-1,1:K) + Cb1*(Hy(2:1,2:jmi-1,1:K)...

- Hy(1:1-1,2:jmi-1,1:K) - Hx(2:1,2:jmi-1,1:K) + Hx(2:1,1:jmi-2,1:K));

Ez(2:1,jmi:J,1:K) = Ca3*Ez(2:1,jmi:J,1:K) + Cb3*(Hy(2:1,jmi:J,1:K)...

- Hy(1:J-1,jmi:J,1:K) - Hx(2:1,jmi:J,1:K) + Hx(2:1,jmi-1:J-1,1:K));

% Atualização de Ez no meio 2

Ez(imi:imf,jmi:jmf,zmi:zmf) = Ca2*AuxEz ...

+ Cb2*(Hy(imi:imf,jmi:jmf,zmi:zmf) - Hy(imi-1:imf-1,jmi:jmf,zmi:zmf))...

- Hx(imi:imf,jmi:jmf,zmi:zmf) + Hx(imi:imf,jmi-1:jmf-1,zmi:zmf));

% ABC Ex

% esquerda e direita

Ex(1:1,[1 J+1],1:K+1) = Ex_ed(1:1,[2 3],1:K+1) + C*(Ex(1:1,[2 J],1:K+1)...

- Ex_ed(1:1,[1 4],1:K+1));

% inferior e superior

Ex(1:1,1:J+1,[1 K+1]) = Ex_is(1:1,1:J+1,[2 3]) + C*(Ex(1:1,1:J+1,[2 K])...

- Ex_is(1:1,1:J+1,[1 4]));

% ABC Ey

% frontal e posterior

```

Ey([1:l+1],1:j,1:k+1) = Ey_fp([2:3],1:j,1:k+1) + C*(Ey([2:l],1:j,1:k+1)...
    - Ey_fp([1:4],1:j,1:k+1));

```

```

% inferior e superior

```

```

Ey(1:l+1,1:j,[1:k+1]) = Ey_is(1:l+1,1:j,[2:3]) + C*(Ey(1:l+1,1:j,[2:k])...
    - Ey_is(1:l+1,1:j,[1:4]));

```

```

% ABC Ez

```

```

% esquerda e direita

```

```

Ez(1:l+1,[1:j+1],1:k) = Ez_ed(1:l+1,[2:3],1:k) + C*(Ez(1:l+1,[2:j],1:k)...
    - Ez_ed(1:l+1,[1:4],1:k));

```

```

% frontal e posterior

```

```

Ez([1:l+1],1:j+1,1:k) = Ez_fp([2:3],1:j+1,1:k) + C*(Ez([2:l],1:j+1,1:k)...
    - Ez_fp([1:4],1:j+1,1:k));

```

```

% Atribuição da Excitação (dipolo de lambda/2 alimentado no gap)

```

```

Ez(is,js,[1:l2]) = 0;

```

```

Ez(is,js,zs) = Es(n);

```

```

% Somatório para o cálculo do RMS do modulo de E

```

```

if (n >= n2),

```

```

    qE = qE + (Ex(:,1:j,1:k).^2 + Ey(1:l,(:,1:k).^2 + Ez(1:l,1:j,:).^2);

```

```

    idl = idl + 1;

```

```

end

```

```

% Atualização dos campos magnéticos

```

```

% Cálculo de Hx

```

```

% matriz auxiliar para o campo Hx próximo a antena

```

```

AuxHx = Hx(is,(js-1):js,[1:l2]);

```

$$H_x(2:l,1:j,1:k) = H_x(2:l,1:j,1:k) + B*(E_y(2:l,1:j,2:k+1)... \\ - E_y(2:l,1:j,1:k) - E_z(2:l,2:j+1,1:k) + E_z(2:l,1:j,1:k));$$

% Cálculo de Hx próximo a antena

$$H_x(is,(js-1):js,[l1\ l2]) = AuxH_x + B*(E_y(is,(js-1):js,[l1+1\ l2+1]))... \\ - E_y(is,(js-1):js,[l1\ l2])) - R*(E_z(is,js:(js+1),[l1\ l2]))... \\ - E_z(is,(js-1):js,[l1\ l2]));$$

% Cálculo de Hy

% matriz auxiliar para o campo Hy próximo a antena

$$AuxHy = Hy((is-1):is,js,[l1\ l2]);$$

$$H_y(1:l,2:j,1:k) = H_y(1:l,2:j,1:k) + B*(E_z(2:l+1,2:j,1:k)... \\ - E_z(1:l,2:j,1:k) - E_x(1:l,2:j,2:k+1) + E_x(1:l,2:j,1:k));$$

% Cálculo de Hy próximo à antena

$$H_y((is-1):is,js,[l1\ l2]) = AuxHy + R*(E_z(is:(is+1),js,[l1\ l2]))... \\ - E_z((is-1):is,js,[l1\ l2])) - B*(E_x((is-1):is,js,[l1+1\ l2+1]))... \\ - E_x((is-1):is,js,[l1\ l2]));$$

% Cálculo de Hz

$$H_z(1:l,1:j,2:k) = H_z(1:l,1:j,2:k) + B*(E_x(1:l,2:j+1,2:k)... \\ - E_x(1:l,1:j,2:k) - E_y(2:l+1,1:j,2:k) + E_y(1:l,1:j,2:k));$$

% Cálculo da corrente no dipolo

$$I_i(n+1) = (H_x(is,js-1,zs) - H_x(is,js,zs)... \\ + H_y(is,js,zs) - H_y(is-1,js,zs))*D_x;$$

% Somatório para o cálculo do RMS do módulo de H

if (n >= n2),

```

    qH = qH + (Hx(1:I,1:J,1:K).^2 + Hy(1:I,1:J,1:K).^2 + Hz(1:I,1:J,1:K).^2);
end

% Guarda valores de campo com variação temporal
if (id1 == 2 | mod(id1,Dv) == 0),
    n
    Etx25(id2,,:) = Ex(is,:,:);
    Ety12(id2,,:) = Ey(:,js,:);
    Ety25(id2,,:) = Ey(:,25,:);
    Etz52(id2,,:) = Ez(:,zs);
    Htx25(id2,,:) = Hx(is,:,:);
    Hty12(id2,,:) = Hy(:,js,:);
    Hty25(id2,,:) = Hy(:,25,:);
    Htz52(id2,,:) = Hz(:,zs);
    id2 = id2 + 1;
end
end

% Cálculo da SAR
Erms = sqrt(qE./(id1-1));
Hrms = sqrt(qH./(id1-1));
E2rms = Erms.^2;
SAR = (sig2/ro).*E2rms;

% Salva dados
qf = f/1e6;
ff = num2str(qf);

% Mudar o nome a ser salvo conforme frequência e potência de trabalho
nomed = strcat(tecido,ff,'250mW');
save(nomed);

```

Programa Tabela

%%%

%%%

Comentários

%%%

% Parâmetros utilizados para a estimativa de valores de SAR em tecidos biológicos.

%

% Valores de permissividade relativa (er) e condutividade elétrica (sig) foram obtidos em

%

% <http://niremf.ifac.cnr.it/tissprop/htmlclie/htmlclie.htm>.

%

% Valores de densidade de massa (ro) foram obtidos em Gandhi, O.P, et al.,

% "Electromagnetic Absorption in the Human Head and Neck for Mobile

% Telephones at 835 and 1900 MHz", in IEEE Transactions on Microwave

% Theory and Techniques, Vol 44, n. 10, october 1996.

```
function [sig, er, ro] = tabela(f, tecido);
```

```
if (f == 800e6),
```

```
    if (strcmp(tecido,'pseca'),
```

```
        sig = 0.83361;
```

```
        er = 41.978;
```

```
        ro = 1010;
```

```
    elseif (strcmp(tecido,'osso')),
```

```
        sig = 0.13161;
```

```
        er = 12.552;
```

```
        ro = 1810;
```

```
    elseif (strcmp(tecido,'cart')),
```

```
        sig = 0.73846;
```

```
        er = 43.027;
```

```
        ro = 1100;
```

```

elseif (strcmp(tecido,'mcinz')).
    sig = 0.90044;
    er = 53.252;
    ro = 1040;
elseif (strcmp(tecido,'mbran')),
    sig = 0.56067;
    er = 39.251;
    ro = 1040;
elseif (strcmp(tecido,'sang')),
    sig = 1.4956;
    er = 61.7;
    ro = 1060;
else
    disp('erro de definição de tecido');
end

elseif (f == 900e6),
    if (strcmp(tecido,'pseca')),
        sig = 0.86674;
        er = 46.08;
        ro = 1010;
    elseif (strcmp(tecido,'osso')),
        sig = 0.14331;
        er = 12.454;
        ro = 1810;
    elseif (strcmp(tecido,'cart')),
        sig = 0.78239;
        er = 42.653;
        ro = 1100;
    elseif (strcmp(tecido,'mcinz')),
        sig = 0.94227;

```

```

    er = 52.725;
    ro = 1040;
elseif (strcmp(tecido,'mbran')),
    sig = 0.59079;
    er = 38.886;
    ro = 1040;
elseif (strcmp(tecido,'sang')),
    sig = 1.5379;
    er = 61.36;
    ro = 1060;
else
    disp('erro de definição de tecido');
end

elseif(f == 1.8e9),
    if (strcmp(tecido,'pseca')),
        sig = 1.18471;
        er = 38.872;
        ro = 1010;
    elseif (strcmp(tecido,'osso')),
        sig = 0.27522;
        er = 11.781;
        ro = 1810;
    elseif (strcmp(tecido,'cart')),
        sig = 1.2869;
        er = 40.215;
        ro = 1100;
    elseif (strcmp(tecido,'mcinz')),
        sig = 1.3913;
        er = 50.079;
        ro = 1040;

```

```

elseif (strcmp(tecido,'mbran')),
    sig = 0.91494;
    er = 37.011;
    ro = 1040;
elseif (strcmp(tecido,'sang')),
    sig = 2.0435;
    er = 59.372;
    ro = 1060;
else
    disp('erro de definição de tecido');
end

else

    disp('erro de definição de frequência');
end

```

Programa Antenac

```

%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%
% Comentários %%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%
% Cálculo do comprimento da antena

function comp = antenac(c_o,f,Dx)

comp1 = ceil((c_o/(2*f))/Dx);
comp2 = floor((c_o/(2*f))/Dx);

if (mod(comp1,2) == 0),
    comp = comp2;
else

```

```
comp = comp1;
end;
```

Programa Antena2

```
%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%
% Comentários %%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%
% Cálculo do comprimento da antena em células

function [l1,l2] = antena(zg,comp)

% Antena linear fina de 1/2 de comprimento de onda
% com gap em z = zg e polarizada em E

sup1 = zg + 1;
inf1 = zg - 1;

l = (comp - 1)/2 - 1;
l1 = [(inf1 - l):1:inf1];
l2 = [sup1:1:(sup1 + l)];
```

Programa Pot2

```
%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%
% Comentários %%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%
% Determina a potência que está sendo emitida pela antena

[i,j] = size(l1);
ppc = round(j/Nc);
```

```

mc = round(ppc/4);
pi = round(20*ppc);
pf = round(29*ppc);

I(1:j-1) = (Ii(2:j) + Ii(1:j-1))/2;
Pi = Vi.*Ii;
Pot = Pi(pi:pf);

% Potência ativa média
Pmed = trapz(Pot)/(pf - pi);
Pinf = min(Pot);
Psup = max(Pot);

If(pi:pf) = I(pi:pf);
Iq(pi:pf) = I(pi+mc:pf+mc);

% Adiantado Ii de 90 graus - 243 amostras
Qot = Vi(pi:pf).*I(pi+mc-1:pf+mc-1);

% Potência reativa média
Qmed = trapz(Qot)/(pf - pi);

% Tensão de pico
Vo = max(Vi(pi:pf));

% Corrente de pico
Io = max(I(pi:pf));

% Resistência
Rr = 2*Pmed/(Io^2);

```

```

% Reatância
Xr = 2*Qmed/(lo^2);

% Impedância do dipolo.
Z_m = Vo/lo;

% Módulo da impedância reativa – cálculo
Xj_m = sqrt(Z_m^2 - Rr^2);
plot(t,Vi/Vo);
hold on
plot(t,0.5*Ii./Io,'r');

```

Programa dsar1

```

%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%
% Comentários %%%%%%%%%%
% Calcula dados para SAR volumétrica de 1g

mass = 0.001;

Vol = mass/ro;
Lc = Vol^(1/3);
Qc = Lc/Dx;
infQc = floor(Qc);

if (mod(infQc,2) == 0)
    hqf = infQc/2;
    idf = is + hqf - 1;
    ief = is - hqf;
    jff = jmi;
    jtf = jmi + infQc - 1;

```

```

    zuf = zs + hqf - 1;
    zdf = zs - hqf;
else
    hqf = floor(infQc/2);
    idf = is + hqf;
    ief = is - hqf;
    jff = jmi;
    jtf = jmi + infQc - 1;
    zuf = zs + hqf;
    zdf = zs - hqf;
end

Nce1 = infQc^3;
p1 = sum(sum(sum(SAR(ief:idf,jff:jtf,zdf:zuf)))/Nce1;
m1 = ((infQc*Dx)^3)*ro;

supQc = ceil(Qc);

if (mod(supQc,2) == 0)
    hqs = supQc/2;
    ids = is + hq - 1;
    ies = is - hq;
    jfs = jmi;
    jts = jmi + supQc - 1;
    zus = zs + hq - 1;
    zds = zs - hq;
else
    hqs = floor(supQc/2);
    ids = is + hqs;
    ies = is - hqs;
    jfs = jmi;

```

```

jts = jmi + supQc - 1;
zus = zs + hqs;
zds = zs - hqs;
end

Nce2 = supQc^3;
p2 = sum(sum(sum(SAR(ies:ids,jfs:jts,zds:zus))))/Nce2;
m2 = ((supQc*Dx)^3)*ro;

coef = (p2 - p1)/(m2 - m1);
SARv_lg = coef*(mass - m1) + p1;

```

Programa dsar2

```

%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%
%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%          Comentários          %%%%%%%%%
%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%

% Calcula dados para SAR volumétrica de 10g

mass = 0.01;

Vol = mass/ro;
Lc = Vol^(1/3);
Qc = Lc/Dx;
infQc = floor(Qc);

if (mod(infQc,2) == 0)
    hqf = infQc/2;
    idf = is + hqf - 1;
    ief = is - hqf;
    jff = jmi;
    jtf = jmi + infQc - 1;

```

```

    zuf = zs + hqf - 1;
    zdf = zs - hqf;
else
    hqf = floor(infQc/2);
    idf = is + hqf;
    ief = is - hqf;
    jff = jmi;
    jtf = jmi + infQc - 1;
    zuf = zs + hqf;
    zdf = zs - hqf;
end

Nce1 = infQc^3;
p1 = sum(sum(sum(SAR(ief:idf,jff:jtf,zdf:zuf)))/Nce1;
m1 = ((infQc*Dx)^3)*ro;

supQc = ceil(Qc);

if (mod(supQc,2) == 0)
    hqs = supQc/2;
    ids = is + hq - 1;
    ies = is - hq;
    jfs = jmi;
    jts = jmi + supQc - 1;
    zus = zs + hq - 1;
    zds = zs - hq;
else
    hqs = floor(supQc/2);
    ids = is + hqs;
    ies = is - hqs;
    jfs = jmi;

```

```

jts = jmi + supQc - 1;
zus = zs + hqs;
zds = zs - hqs;
end

Nce2 = supQc^3;
p2 = sum(sum(sum(SAR(ies:ids,jfs:jts,zds:zus))))/Nce2;
m2 = ((supQc*Dx)^3)*ro;

coef = (p2 - p1)/(m2 - m1);
SARv_l0g = coef*(mass - m1) + p1;

```